



UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE ODONTOLOGÍA

DEPARTAMENTO DE ESTOMATOLOGÍA I

(PRÓTESIS BUCOFACIAL)

ANÁLISIS COMPARATIVO DEL SELLADO MARGINAL EN CORONAS CERÁMICAS MONOLÍTICAS

TRABAJO FIN DE MÁSTER

MÁSTER EN CIENCIAS ODONTOLÓGICAS

YOLANDA FREIRE MANCEBO

2015



Dña. M^a Jesús Suárez García, Profesora Titular del Departamento de Estomatología I de la Facultad de Odontología de la Universidad Complutense de Madrid.

Certifica que:

El trabajo de investigación titulado: “Análisis comparativo del sellado marginal en coronas cerámicas monolíticas” del que es autora Dña. Yolanda Freire Mancebo, ha sido realizado en este Departamento bajo mi dirección y supervisión, reuniendo en mi opinión todos los requisitos para ser presentado y defendido como Trabajo Fin de Máster.

Y para que conste a los efectos oportunos, firmo el presente certificado en Madrid a dos de Septiembre de dos mil quince.

Una firma manuscrita en tinta azul, que parece ser la de M^a Jesús Suárez García, dentro de un óvalo.

Fdo. M^a Jesús Suárez García

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	5
1.1. ANTECEDENTES HISTÓRICOS	6
1.2. SELLADO MARGINAL	7
1.2.1. Concepto	7
1.2.2. Terminología	8
1.2.3. Medición del ajuste marginal	10
1.2.4. Factores que influyen en la adaptación	14
1.2.4.1. Línea de terminación	14
1.2.4.2. Ángulo de convergencia	14
1.2.4.3. Técnica de confección	14
1.2.4.4. Cementado	14
1.3. CERÁMICAS EN ODONTOLOGÍA	15
1.3.1. Historia	15
1.3.2. Concepto	15
1.3.3. Clasificación	16
1.3.3.1. Composición química	16
1.3.3.2. Técnica de confección	19
1.3.3.3. Estructura química	21
1.3.4. Cerámicas monolíticas	22
2. HIPÓTESIS DE TRABAJO	25
3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	27

4. MATERIAL Y MÉTODOS.....	30
4.1. CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS.....	31
4.2. MUESTRA Y SELECCIÓN DE GRUPOS.....	33
4.3. CONFECCIÓN DE LAS RESTAURACIONES.....	33
4.3.1. Coronas metal-cerámica.....	33
4.3.2. Coronas de óxido de circonio monolíticas: LAVA™ PLUS™	35
4.3.3. Coronas de disilicato de litio monolíticas: IPS e.max® CAD Monolithic.....	38
4.4. CEMENTADO.....	42
4.5. ANÁLISIS DEL AJUSTE MARGINAL.....	43
4.5.1. Preparación de las muestras.....	43
4.5.2. Obtención de las imágenes.....	45
4.6. TRATAMIENTO DE DATOS.....	48
5. RESULTADOS.....	50
5.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA.....	52
5.2. ESTADÍSTICA INFERENCIAL.....	54
6. DISCUSIÓN.....	58
7. CONCLUSIONES.....	66
8. BIBLIOGRAFÍA.....	68
9. ANEXOS.....	74
9.1. PRUEBAS ESTADÍSTICAS.....	75

1. INTRODUCCIÓN

1.1 ANTECEDENTES HISTÓRICOS

Las restauraciones ceramometálicas son la base actual en prótesis fija, sin embargo, el gran desarrollo de las restauraciones completamente cerámicas se ha producido en las últimas tres décadas debido a las nuevas tecnologías y materiales (1).

Land fue el primero que confeccionó la primera incrustación de porcelana sobre dientes naturales en 1886 y también la primera corona completa de porcelana sobre una matriz de hoja de platino en 1903. Sin embargo, estas restauraciones de cerámica feldespática se fracturaban con facilidad y requerían tallados muy agresivos, lo que les hizo caer en desuso.

En 1965 McLean y Hugues introdujeron la porcelana aluminosa, lo que supuso un gran avance ya que las restauraciones eran un 40% más resistentes que las de porcelana feldespática convencional, sin embargo, estas restauraciones eran más opacas y menos estéticas, requiriendo un tallado muy agresivo. En la misma década aparecen las restauraciones ceramometálicas, las cuales, presentaban una estética inferior y una contracción volumétrica en las cocciones. En la actualidad éstas restauraciones son masivamente utilizadas, sin embargo, no son el tratamiento de elección en casos de un elevado requerimiento estético.

En la década de los setenta, aparecieron nuevos sistemas para intentar solventar los problemas de resistencia a la fractura de las restauraciones completamente cerámicas.

En 1983 surge el sistema Cerestore basado en la inyección de una cerámica aluminosa libre de contracción para la obtención de una cofia cerámica sobre la que se añade porcelana convencional. Un año después aparece el sistema Dicor basado en un vidrio de circonio.

En 1987, aparece la técnica Hi-Ceram, un núcleo de alúmina de alta fusión construido sobre un troquel piroresistente y que es precursor del sistema In-Ceram que consiste en un núcleo de barbotina sobre el que se infiltra una suspensión de vidrio y posteriormente se recubre de capas de porcelana feldespática convencional. En esta década aparecen numerosos sistemas de cerámicas de alta resistencia como son Optec HPS o Mirage II Fiber. En la década de los noventa aparece IPS Empress, una cerámica feldespática reforzada con leucita.

Todos los nuevos sistemas completamente cerámicos presentan una excelente estética y pretenden conseguir un correcto ajuste marginal y una elevada resistencia a la fractura (2).

1.2 SELLADO MARGINAL

1.2.1 Concepto

El ajuste o sellado marginal en prótesis fija se define como la exactitud con la que una restauración encaja sobre una línea de terminación, previamente tallada en la porción cervical de la corona dentaria, por medio de un instrumento rotatorio diamantado de alta velocidad (3-5).

A la hora de valorar el éxito clínico de las restauraciones, el ajuste marginal es uno de los factores más importantes (6) junto a la resistencia a la fractura y la estética (7-9). Un ajuste marginal pobre puede causar efectos adversos en la restauración. El desajuste puede afectar a la resistencia a la fractura y por lo tanto reducir la supervivencia, además también puede originar otros efectos adversos como pueden ser daños a nivel de los tejidos adyacentes, caries en el margen de la preparación o una mayor disolución del cemento (10).

El ajuste marginal es un factor fundamental, sin embargo, no existe un consenso en cuanto a qué se considera un desajuste marginal aceptable. En la literatura se encuentran descritos valores entre las 50 y 200 micras, lo que refleja la ausencia de un límite objetivo basado en la evidencia científica (11).

En la actualidad, se considera que el máximo desajuste clínicamente aceptable son 120 micras (11). Este criterio fue establecido por McLean y von Fraunhofer en 1971, tras examinar más de 1000 coronas metal-cerámicas durante 5 años. Concluyeron que 120 micras es el desajuste marginal clínico máximo tolerable (12, 13). La Asociación Dental Americana, en la especificación No. 8, indica que el espesor del cemento no debe ser superior a 25 micras para cementos de Tipo 1 y de 40 micras para cementos de Tipo 2 (9). Para restauraciones CAD/CAM, generalmente la discrepancia marginal aceptable se encuentra entre 50 y 100 micras (11).

1.2.2 Terminología en el Ajuste Marginal

Holmes y cols (14) describen en 1989 una serie de medidas que permiten analizar el ajuste en términos de desajuste (Fig. 1).

- *Desajuste interno*: distancia existente entre la la superficie interna de la restauración y la pared axial de la preparación. Medición en la región interna.
- *Desajuste marginal*: distancia perpendicular existente entre la restauración y la preparación, medida a nivel del margen.
- *Desajuste marginal vertical*: distancia entre el margen de la restauración y el cavo superficial de la preparación, medida paralelamente a la vía de inserción de la restauración. Componente vertical del ajuste marginal.
- *Desajuste marginal horizontal*: distancia entre el margen de la restauración y el ángulo cavo superficial, medida perpendicularmente a la vía de inserción de la restauración. Componente horizontal del ajuste marginal.
- *Desajuste marginal absoluto o total*: distancia máxima entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial del muñón. Combinación angular del desajuste marginal y el sobreextendido o infraextendido.
- *Margen sobreextendido*: distancia que existe entre el desajuste externo hasta el margen de la restauración. Tramo de prótesis que rebasa la línea de terminación.
- *Margen infraextendido*: distancia entre el desajuste externo hasta el ángulo cavo superficial de la preparación. Porción de diente que sobrepasa la restauración.

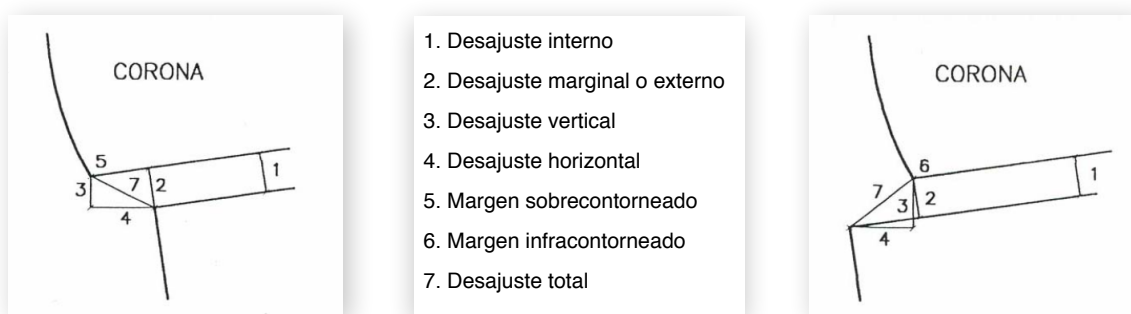


Fig. 1. Medidas descritas por Holmes y cols. Holmes y cols. 1989 (15)

Holmes y cols (14) también clasificaron los posibles defectos marginales en cuatro tipo de discrepancias marginales:

- *Sin defectos*: la discrepancia marginal absoluta es nula. No existen defectos ni verticales ni horizontales. Se trata del ajuste ideal.
- *Defectos verticales*: la discrepancia es exclusivamente vertical. No hay defectos de extensión. El desajuste marginal absoluto coincide con el vertical externo e interno.
- *Defectos horizontales*: la discrepancia es completamente horizontal. La discrepancia marginal horizontal coincide con la absoluta, que es error de extensión. Se pueden encontrar dos subtipos, defectos de sobreextensión o defectos de infraextensión.
- *Defectos mixtos*: combinación de defectos verticales y horizontales. Son las más frecuentes. Se pueden encontrar defectos verticales sobreextendidos o defectos verticales infraextendidos.

Hasta ese momento los distintos investigadores que evaluaban el ajuste marginal no siempre realizaban las mismas mediciones (9). La mejor alternativa para medir el desajuste de una restauración parece ser la discrepancia marginal total, ya que siempre será la medida de error de mayor tamaño en el margen y refleja, por tanto, el desajuste total en ese punto (14) a nivel tanto vertical como horizontal (15). Generalmente se evalúan el ajuste marginal o externo o el desajuste total o discrepancia marginal total (9).

En relación a la medición del ajuste marginal, otro factor que se debe de tener en cuenta es el significado de la desviación estándar (DE). La DE es un grado de variabilidad, y en numerosos estudios se aproxima a las 20 micras. El aumento de la DE puede estar originado por una distorsión no uniforme de la subestructura durante los ciclos de cocción, un contorno asimétrico del margen de la restauración, daños en el margen de la corona originados durante el proceso de fabricación y/o asiento incompleto de la restauración en el muñón (16). Un bajo tamaño muestral da lugar a DE mayores y un mayor tamaño muestral origina datos más consistentes con menores DE (17). A pesar de ello, un tamaño muestral pequeño puede verse compensado con un mayor número de mediciones por muestra (7), obteniendo una distribución de los datos más consistente con menores DE (17).

1.2.3 Medición del Ajuste Marginal

Existen diferentes técnicas para llevar a cabo la medición del ajuste marginal (7, 13):

- **Microfiltración**

La microfiltración se define como el paso de bacterias, fluidos, moléculas o iones entre la estructura dental y el material de restauración (8). Los estudios de microfiltración in vitro, son métodos diseñados para evaluar la capacidad de sellado de materiales de restauración. La microfiltración se puede llevar a cabo mediante tinta china o fucsina básica (Fig. 2).

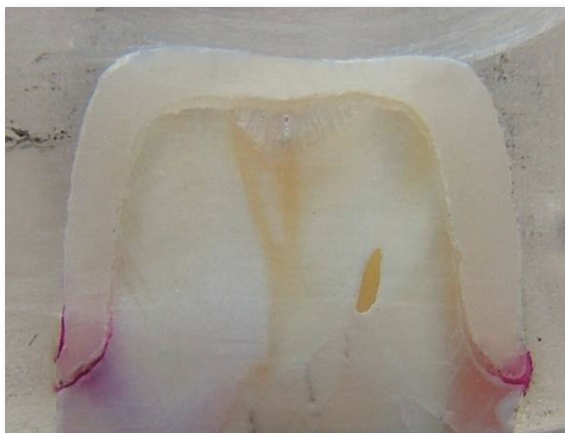


Fig. 2. Microfiltración mediante fucsina básica y magnificación X10. Korbut y cols. 2013

- Réplica de la interfase

La técnica de la réplica de la interfase es un método de medición indirecto, que se puede llevar a cabo realizando las mediciones a través una réplica de la estructura o a través de una réplica del cemento (Fig. 3.).

El ajuste marginal clínico se puede medir indirectamente de forma aproximada, mediante la realización de una “réplica de la estructura”. Esta técnica no destructiva, consiste en realizar una réplica de la estructura restauración - preparación a través de un material de impresión. Sobre la réplica obtenida mediante microscopio óptico o electrónico, se evalúa la discrepancia (18, 19). Esta técnica fue introducida por Molin y Karlsson (20).

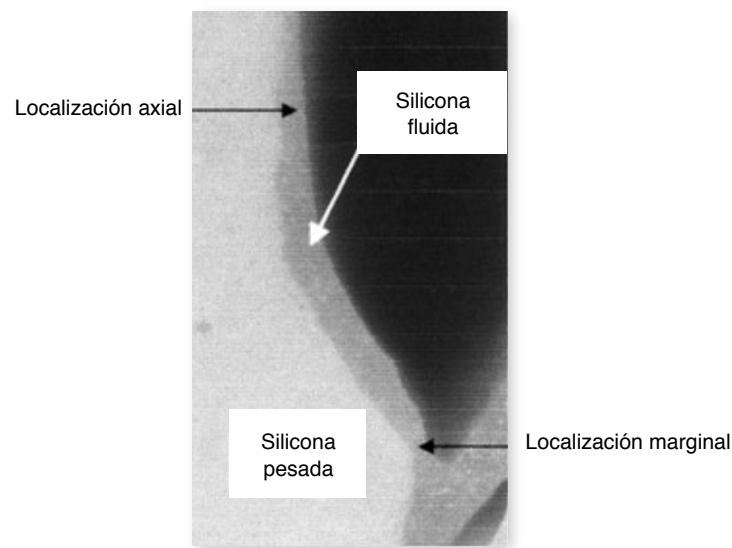
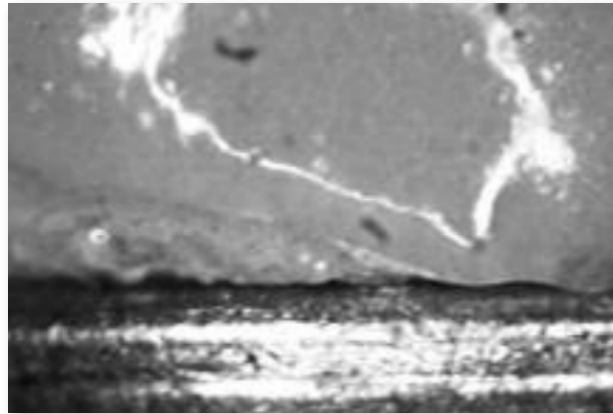


Fig.3. Réplica de la interfase. Laurent y cols. 2008

Otra forma de medir la interfase, consiste en llevar a cabo una réplica del cemento utilizando un material de impresión en el espacio del cemento (21). La capa obtenida puede ser digitalizada mediante sistemas ópticos, evaluada de forma fotométrica en función de su densidad (22) midiendo su grosor en determinados puntos o evaluada en función de su peso (21, 22).

- Técnicas de Análisis de Imagen

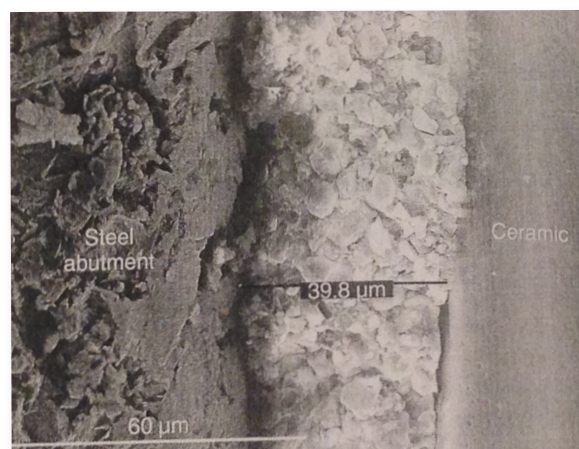
Consiste en un software de análisis de imagen en combinación con un microscopio (magnificación aproximada X40) con un dispositivo de cámara asociado que permite capturar la zona a analizar (7). Es una técnica simple y conservadora en la cual se pueden llevar a cabo las mediciones sin cortar el espécimen (Fig. 4) (23).



*Fig. 4. Magnificación (Optimas 6.1, Optimas) X40.
Cogolludo y cols. 2010*

- Microscopía electrónica

Consiste en el escaneado de la interfase mediante microscopio electrónico de barrido junto con un software de procesamiento de la imagen (Fig.5) (7). Este método requiere una preparación previa de las muestras y la exactitud de las medidas depende del ángulo de medición.



*Fig. 5. Magnificación ((JSM-6400)
X1000. Gonzalo y cols. 2009.*

- Microtomografía computerizada

Realizar el análisis directo del ajuste marginal de una forma no destructiva (19, 24, 25). Esta técnica permite el análisis tanto del margen como del espacio interno en 2 y 3 dimensiones (19). A través de imágenes de alta resolución permite obtener datos de la sección transversal (26) dentro del rango de micrómetros en múltiples sitios y direcciones (19). Sin embargo es un método caro (26).

- Otras técnicas

Perfilometría: Consiste en registrar la morfología axial de la preparación junto con el perfil de emergencia de la restauración para contrastar con la restauración mediante un programa informático, valorando la adaptación.

Digitalización mediante escáner óptico: Esta técnica consiste en digitalizar las coronas cerámicas y modelo mediante un escáner a través de múltiples imágenes y datos de triangulación (Fig. 6) (27).

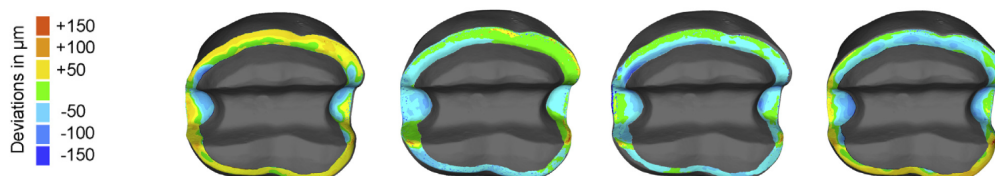


Fig. 6. Digitalización mediante escáner óptico.
Schafer y cols. 2014

La ausencia de un método estandarizado de medición hace difícil la comparación de datos entre diferentes estudios (7, 13). En el estudio realizado por Gonzalo y cols comparan la medición del ajuste marginal en coronas totalmente cerámicas entre el análisis de imagen y el microscopio electrónico. Los resultados del estudio muestran, que las mediciones obtenidas son diferentes dependiendo el sistema de medición empleado, por lo que el sistema de medición no es independiente de los resultados (7).

La mayoría de los tamaños muestrales en la literatura varían entre 5 - 10 muestras por grupo y el número de localizaciones medidas por corona varía entre 2 - 150 seleccionadas de forma sistemática o aleatoria (22). Se ha sugerido que aproximadamente 50 mediciones por corona ofrece información clínicamente relevante sobre el desajuste marginal (28).

1.2.4 Factores que influyen en la adaptación de las restauraciones

- **Línea de terminación**

Se han propuesto numerosos diseños de líneas de terminación para las preparaciones dentales debido a diferentes razones, sin embargo, no está clara, cual de ellas, si existiese alguna, presentaría más ventajas (7, 29).

- **Ángulo de convergencia**

En el estudio llevado a cabo por Oyagüe y cols. evalúan diferentes ángulos de convergencia (10°, 15°, 20°) para evaluar la adaptación marginal en puentes de circona, determinando que el ángulo de convergencia no afecta de forma significativa al sellado marginal (30).

- **Cementado**

El cementado puede influir en los resultados de las mediciones. Si las mediciones se realizan sobre restauraciones cementadas el desajuste posible es mayor que si se realiza en las restauraciones sin cementar, siendo la variación de desajuste un incremento mínimo de 10 micras (4).

Por otro lado el lugar de aplicación del cemento también puede influir en los resultados. En el estudio de Salido y cols. observan que la aplicación del cemento sobre la preparación obtiene mejores resultados que la aplicación sobre la corona, ya que en este caso se generaría una mayor presión hidráulica a nivel de la cara oclusal dificultando el correcto asentamiento de la restauración (31).

1.3. SISTEMAS TOTALMENTE CERÁMICOS

1.3.1 Historia

Las primeras coronas totalmente cerámicas fueron introducidas por Land en 1903. Estaban compuestas principalmente por feldespato (60%), sílice (25%) y fundentes (1-2%) (32). Estas coronas eran completamente feldespáticas y su uso estaba limitado a los dientes anteriores. La poca resistencia a la fractura junto a la necesidad de un tallado agresivo hicieron que callasen en desuso.

Ya en los años 60 aparecieron las restauraciones metal-cerámicas. En 1965 Mc Lean y y Hugues introdujeron las cerámicas aluminosas siendo más resistentes, sin embargo, presentaban peor estética (debido a su opacidad) necesitando también tallados agresivos.

A lo largo de los años 80, las cerámicas convencionales utilizadas en odontología presentaban una serie de inconvenientes derivados de la contracción volumétrica en las cocciones, la resistencia a la fractura o los tallados agresivos, por lo que las líneas de investigación se centraron en cerámicas que pudiesen aportar una buena estética, mayor resistencia a la fractura con un buen ajuste marginal y que fuesen más conservadoras con la estructura dentaria, apareciendo las cerámicas de alta resistencia (33).

1.3.2 Concepto

Se consideran materiales cerámicos aquellos materiales de naturaleza inorgánica, formados mayoritariamente por elementos no metálicos, cuya estructura final es parcial o totalmente cristalina y que se obtienen por acción del calor (1).

Las restauraciones ceramometálicas siguen siendo el referente en la práctica clínica habitual, sin embargo, en prótesis fija la estética está ligada a restauraciones totalmente cerámicas (1). Cuando la estética es una prioridad, la restauración mediante cerámica es el tratamiento de elección (34). Su éxito clínico, está basado en los mismos principios que presentan las restauraciones convencionales en prótesis fija (6-9): resistencia a la fractura, estética y ajuste marginal (19).

1.3.3 Clasificación

Los sistemas totalmente cerámicos pueden clasificarse en función de diferentes criterios: composición química, técnica de confección y estructura química (1, 35).

1.3.3.1 Composición química

La gran mayoría de las cerámicas están compuestas por una matriz vítrea (estructura atómica desordenada) en la que se encuentran inmersas partículas más o menos grandes de minerales cristalizados (estructura atómica ordenada). La estética de la porcelana viene dada por la fase vítrea mientras que la resistencia por la fase cristalina. Por ello la microestructura es fundamental, ya que determina el comportamiento de la cerámica (1). A nivel químico las porcelanas dentales se pueden clasificar en:

- a. Cerámicas feldespáticas
- b. Cerámicas aluminosas
- c. Cerámicas circoniosas

a. *Cerámicas feldespáticas*

Fueron las primeras cerámicas que se utilizaron en odontología y presentaban la misma composición que las porcelanas utilizadas con fines artísticos. Su composición se basaba en tres elementos básicos: feldespato, cuarzo y caolín.

El feldespato al descomponerse en vidrio, es el responsable de la translucidez mientras que el cuarzo es el constituyente de la fase cristalina. El caolín aporta plasticidad y facilita el manejo de la cerámica cuando no está cocida.

Con el tiempo la composición química de las cerámicas feldespáticas ha ido evolucionando y en la actualidad están compuestas por un magma de feldespato en el cual están dispersas partículas de cuarzo y en menor medida, el caolín. Además puede presentar pigmentos, para obtener distintas tonalidades y fundentes para disminuir la temperatura de sinterizado.

Debido a su composición química basada básicamente en vidrios, poseen unas excelentes propiedades estéticas, sin embargo, son frágiles por lo que su uso está limitado principalmente al recubrimiento de otras estructuras, ya sean cerámicas o metálicas.

Para intentar solventar esta limitación surgieron las porcelanas feldespáticas de alta resistencia, que se caracterizan por presentar elementos que aumentan la resistencia mecánica (100 - 300 MPa). Los principales elementos que aumentan la resistencia son leucita, ortofosfato de litio y disilicato de litio (1).

El disilicato de litio surge en 1998, cuando aparece IPS Empress II (Ivoclar Vivadent). El principal componente de la fase cristalina era el disilicato de litio. El IPS Empress II ha dado paso a una nueva composición reformada y optimizada de disilicato de litio, que se ha denominado IPS e.max (Ivoclar Vivadent)(36), que es la última generación de Ivoclar Vivadent (37). IPS e.max se presenta en una versión inyectable (IPS e.max Press) o en una versión mecanizable (IPS e.max CAD) que se caracteriza por ser un bloque de cerámica parcialmente cristalizado ideado para la fabricación a través de tecnología CAD/CAM. Ambas versiones pueden utilizarse como restauraciones monolíticas (36).

A nivel estructural, estos materiales presentan cristales como agujas, que están sumergidos en una matriz de vidrio que imita al esmalte y evitan la propagación de las grietas. A pesar de su buen comportamiento como coronas, no presentan la misma resistencia que la zircona y están menos indicadas para la rehabilitación de zonas que pueden estar sometidas a un alto estrés (ejemplo los conectores) (38).

b. Cerámicas aluminosas

McLean y Hughes en 1965 incorporaron a la porcelana feldespática grandes cantidades de óxido de aluminio y redujeron la proporción de cuarzo. Estas cerámicas mejoraban las propiedades mecánicas de las cerámicas, sin embargo, se disminuía mucho la translucidez.

A nivel químico cuando la proporción de alúmina es mayor del 50% existe una disminución significativa de la translucidez. En la actualidad debido a las características que presentan estas cerámicas, su uso se restringe a estructuras internas (1).

c. *Cerámicas circoniosas*

Las cerámicas circoniosas son cerámicas de última generación (1). Aparecieron a principios de 1990 (39) aunque el óxido de circonio se ha utilizado desde 1960. Desde el principio sus prometedoras propiedades in vitro han interesado tanto a nivel ortopédico como a nivel odontológico, pero ha sido en la última década donde ha adquirido mayor prominencia (40) (Fig. 7).

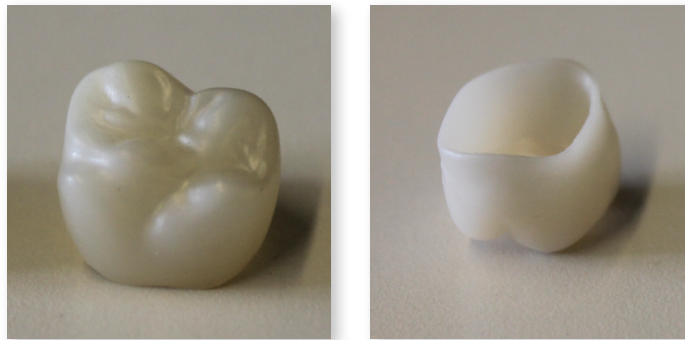


Fig. 7. Corona de óxido de circonio

A nivel químico están compuestas principalmente por óxido de circonio altamente sinterizado (95%) estabilizado parcialmente con óxido de itrio (5%) (1). Éste sistema está basado en policristales tetragonales de óxido de circonio y las siglas utilizadas en inglés son Y-TZP y corresponden a *yttria tetragonal zirconia polycrystals* (11).

Las principales características que presenta son su microestructura totalmente cristalina y la denominada *transformación resistente* (1) que consiste en que cuando se somete el inicio de una grieta a fuerzas de tracción se induce a una *transformación resistente* en la cual la fase cristalográfica tetragonal pasa a fase monolítica, que es una fase más estable (13). La *transformación resistente* fue descrita en 1975 por Garvie y cols. (1).

Esta transformación de fase se asocia a un aumento de volumen (3 - 5%) que a su vez genera un estrés compresivo alrededor del inicio de la grieta, que contrarresta la fuerza de tracción externa en el inicio de la fractura (13). De este modo, a través de la transformación resistente, se evita la propagación de la fractura al aumentar a nivel local la resistencia. Esta propiedad aporta una resistencia a la flexión (1000 - 1500 MPa) superior al resto de cerámicas (1).

El óxido de circonio se puede presentar en un estado presinterizado, que facilita el mecanizado a través de la unidad CAM. Una vez se obtiene la restauración fresada, se sintetiza. Una vez la estructura sinterizada, la recolocación del material da lugar a una contracción entre el 15% y el 30% y un aumento de la densidad (41).

A nivel estético son muy opacas (no tienen fase vítrea) (1) por lo que para conseguir una buena estética, deben ir recubiertas de porcelanas convencionales (1, 38). A nivel clínico si se comparan las restauraciones de óxido de circonio con las restauraciones metal-cerámicas se observan dos inconvenientes. Por un lado la alta incidencia de fractura de la cerámica de recubrimiento, y por otro lado la presencia de un envejecimiento acelerado que presenta la zircona en presencia de agua. Este fenómeno de envejecimiento se conoce como degradación a baja temperatura y disminuye las propiedades físicas de la zircona debido al origen de una transformación espontánea de fase tetragonal a la fase monolítica, más débil. Este fenómeno, puede ser el origen de fallo espontáneo de la restauración (42).

1.3.3.2 Técnica de confección

Otra opción a la hora de clasificar las cerámicas es analizando su forma de confección (1):

- a. *Técnica de condensación sobre modelos de revestimiento/muñón refractario*
- b. *Técnica a la cera perdida*
- c. *Tecnología CAD/CAM*

a. *Técnica de condensación sobre muñón refractario*

Para confeccionar una restauración a través de esta técnica es necesario obtener un modelo de trabajo a partir del modelo primario, mediante un material refractario que no sufra modificaciones dimensionales al someterse a las temperaturas necesarias para la cocción de las cerámicas.

La porcelana se sitúa directamente sobre el troquel y una vez se ha sometido al proceso de sinterizado, se elimina el muñón y se coloca la prótesis en el modelo primario para llevar a cabo las correcciones oportunas (1).

Dentro de esta técnica se encuentran por un lado las cerámicas convencionales de elevada resistencia como Optec HSP (Jeneric), Duraceram LFC (Degussa), Mirage I (Myron Int) y Fortress (Myron Int). Éstas se trabajan mediante la técnica convencional de capas sobre un troquel piroresistente.

Por otro lado se encuentran los sistemas de núcleo duro como In-Ceram (Vita) y Mirage II Fiber (Myron Int). Estos sistemas presentan un núcleo de cerámica de elevada resistencia sobre el que se adicionan capas de porcelana convencional (2).

b. *Técnica a la cera perdida*

Esta técnica se basa en el modelado previo de un patrón de cera que puede ser la cofia interna o la restauración completa. El patrón de cera se coloca en un cilindro con un material de revestimiento y se procede a calcinar la cera en un horno. A continuación, la cerámica que se presenta en pastillas, se calienta hasta el punto de fusión. La cerámica entra hacia el interior del cilindro por inyección (1).

Dentro de esta técnica se encuentran por un lado las cerámicas coladas y por otro lado las cerámicas de inyección. Dentro del grupo de cerámicas coladas el sistema más representativo es la cerámica DICOR (Dentsply) cuyo método de fabricación es similar al utilizado en el colado de las aleaciones metálicas. Dentro de las cerámicas de inyección se encuentran los sistemas IPS EMPRESS (Ivoclar), IPS EMPRESS II (Ivoclar) y OPTEC OPC (Jeneric) (2).

c. Tecnología CAD/CAM

La técnica CAD/CAM (Computer Aid Design - Computer Aid Machining) consiste en un registro tridimensional de la preparación dentaria. Este registro puede ser extraoral a través de escáneres extraorales (por sonda mecánica o láser) o intraoral mediante escáneres intraorales (el escaneado se realiza sobre la preparación).

Los datos obtenidos se transfieren a un ordenador, donde a través de un software específico, se lleva a cabo el diseño de la estructura. Una vez realizado el diseño, la información se transfiere a la unidad de fresado, para el mecanizado de la estructura cerámica (1).

1.3.3.3 Estructura química

Las restauraciones cerámicas pueden también clasificarse atendiendo a su estructura química en (35) (Fig. 8):

- a. Estructura predominantemente cristalina
- b. Estructura cristalina rellena de partículas
- c. Estructura policristalina

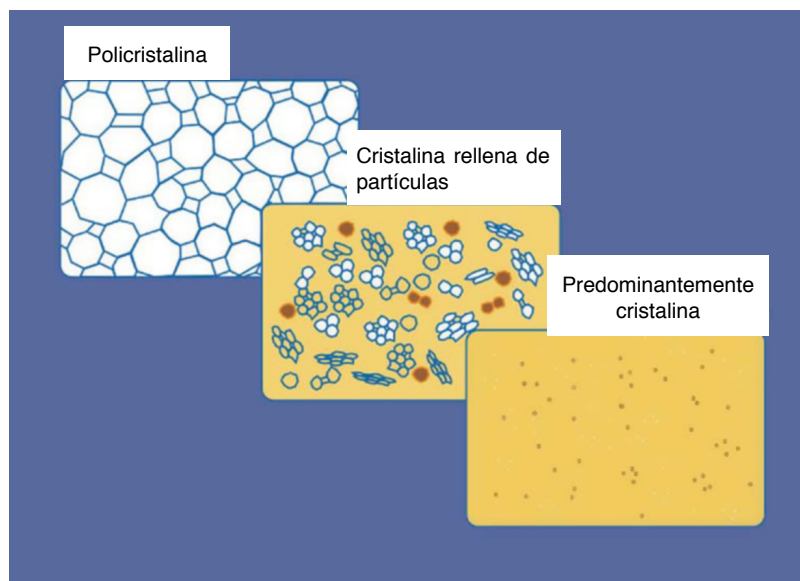


Fig. 8. Representación de las tres clases básicas de las cerámicas dentales. Kelly y cols 2008

a. *Estructura predominantemente cristalina*

Son aquellas cerámicas que presentan las mejores propiedades ópticas y presentan un alto contenido de cristal.

b. Estructura cristalina rellena de partículas

El fabricante añade partículas de relleno a la base cristalina, para mejorar propiedades como puede ser la fuerza, el coeficiente de expansión térmica o el factor de contracción. Estos materiales de relleno son principalmente cristalinos, pero también pueden ser cristales con un elevado punto de fusión que sean estables a las temperaturas a las que son sometidas las cerámicas. Las partículas pueden añadirse de forma mecánica durante la fabricación como polvo o pueden precipitarse junto al cristal principal mediante una nucleación especial y tratamientos térmicos. Dentro de este segundo caso se encuentran las cerámicas denominadas “cerámicas de cristal”.

c. Estructura policristalina

Estas cerámicas no contienen cristal, todos los átomos están colocados en una estructura cristalina. Al presentar esta estructura, es mucho más difícil originar un crack que en el caso de los cristales en los cuales, sus átomos se encuentran de forma irregular y menos densa. Por lo tanto, estas cerámicas son mucho más resistentes y fuertes que las anteriores (35)

1.3.4 Cerámicas monolíticas

Las coronas totalmente cerámicas presentan una serie de desventajas que pueden dar lugar a distintas modalidades de fracaso. La presencia de un núcleo recubierto por otra cerámica estética presenta una serie de problemas como pueden ser una confección en dos fases, la unión entre las dos cerámicas, la menor resistencia de la cerámica de recubrimiento, las fuerzas de tracción generadas durante el proceso de recubrimiento junto con una mayor degradación de la cerámica y su unión al núcleo. Por lo que los núcleos de zircona recubiertos no presentan resultados tan buenos como los núcleos metálicos (38).

Para intentar solventar estos inconvenientes de presentar una doble capa aparecieron las cerámicas monolíticas, sin embargo, a pesar de que las cerámicas monolíticas debido a sus propiedades microestructurales presentan buenas propiedades mecánicas no presentan unas buenas propiedades estéticas. Para solventar este inconveniente, han aparecido cerámicas más traslúcidas pero con una composición y microestructura más resistente (38).

1.3.4.1. Óxido de circonio

El sistema completamente cerámico de Lava™ (3M ESPE, Seefeld, Germany) comprende un proceso de fabricación CAD/CAM para coronas totalmente cerámicas tanto en sector anterior y posterior (11). El sistema LAVA™ Chairside Oral Scanner (LAVA COS; 3M ESPE, Lexington, MA) apareció en 2008 (43) y el proceso consiste en el escaneado del modelo mediante el escáner óptico Lava™ Scan (3M ESPE), la realización del diseño de la restauración mediante un software específico (CAD) y el fresado de los bloques presinterizados de zircona con Lava™ Form (CAM; 3M ESPE) (11).

La zircona monolítica LAVA™ Plus (3M Espe) obtiene la translucidez mediante la reducción del sinterizado de la alúmina, pero además mediante el aumento de la densidad reduce la temperatura de sinterizado (1450°) así como el tiempo (2h), dando lugar a un grano más fino (38).

1.3.4.2. Disilicato de litio

IPS e.max (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) es un material de restauración totalmente cerámico de disilicato de litio. Fue introducido en 2005 y puede ser procesado a través de la técnica de la cera perdida (IPS e.max Press) o mediante fresado a través de CAD/CAM (IPS e.max CAD) (Fig. 9) (44). Ambas presentaciones pueden utilizarse en forma monolítica (36).

IPS e.max CAD, consta de tres pasos a nivel de su fabricación: el primer paso se realiza a nivel industrial. Los lingotes de composición cristalina (principalmente SiO_2 , Li_2O , P_2O_5 , ZrO_2 , ZnO , y K_2O) se funden sin ninguna estructura específica, se templan y se vuelven a cocer dando lugar a unos lingotes de color azul-morado (45), aunque comúnmente se les conoce como “bloques azules” (46). El tinte azul que adquiere de los colorantes añadidos, muestra que el bloque ha iniciado una transformación cristalina parcial y que está listo para el segundo paso. Este segundo paso se realiza a nivel del laboratorio y consiste en la fase CAD/CAM. La estructura parcialmente cristalina, hereda una fuerza entre suave y moderada, que permite un mecanizado sencillo a través de cualquier sistema CAD/CAM. Tras el mecanizado, comienza la tercera fase, a través del tratamiento de calor convirtiéndose en una restauración dental, que contiene dos fases: una cristalina y cristales de disilicato de litio (45).

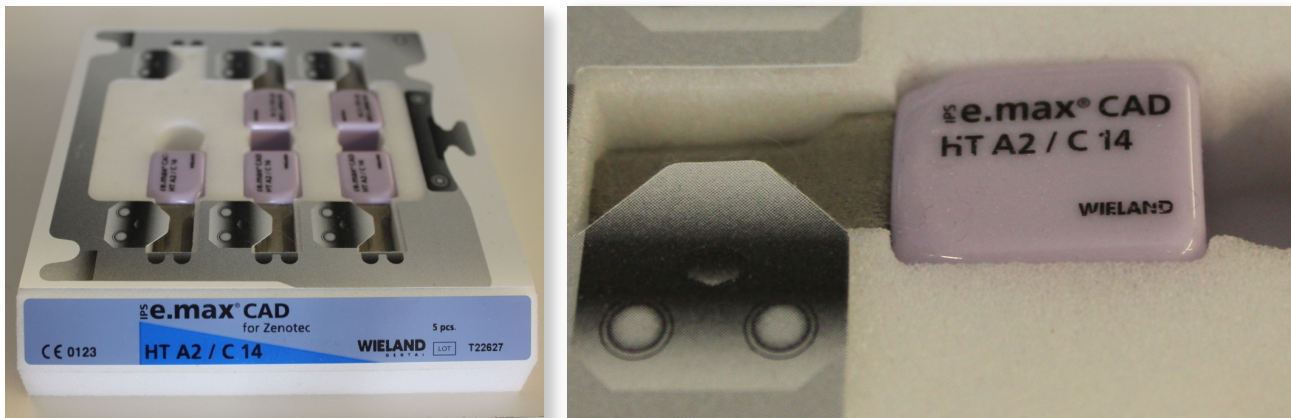


Fig. 9. IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

2. HIPÓTESIS DE TRABAJO

El pronóstico y la supervivencia a largo plazo de las restauraciones de prótesis fija depende, en gran medida, del ajuste marginal. Este factor está íntimamente ligado al diseño de la línea de terminación gingival, la tecnología empleada en la confección de las prótesis y al cementado de éstas.

En las dos últimas décadas, existe un interés creciente en la utilización de restauraciones completamente cerámicas, motivado por las elevadas expectativas estéticas de los pacientes. La cerámica es un material biocompatible, y el material más estético de que se dispone en Odontología hasta el momento.

Las investigaciones están centradas actualmente en los sistemas cerámicos monolíticos, tanto de zircona como de disilicato de litio, confeccionados mediante tecnología CAD/CAM, sin embargo no existen demasiados estudios que confirmen la bondad de estos sistemas en cuanto a su ajuste marginal.

La hipótesis nula (H_0) planteada en el presente trabajo fue la siguiente:

1. No existirán diferencias en el sellado marginal entre coronas cerámicas monolíticas confeccionadas con tecnología CAD/CAM y coronas metal-cerámica.

3. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

Las restauraciones de prótesis fija mas utilizadas en el momento actual siguen siendo las ceramometálicas debido a que su biomecánica y funcionalidad ofrecen un buen pronóstico a largo plazo, ampliamente contrastado. Sin embargo, este tipo de restauraciones presenta como inconveniente la estética, pues la infraestructura metálica no permite una adecuada reflexión de la luz y este metal subyacente se transluce bajo los tejidos blandos gingivales.

Por ello, las investigaciones están centradas en los materiales cerámicos confeccionados con tecnología CAD/CAM, aunando las excelentes propiedades físicas y mecánicas de estos materiales junto con la gran precisión del procesamiento automatizado, para conseguir un sellado marginal óptimo.

Sin embargo, aún hay problemas sin resolver como es el recubrimiento cerámico en los sistemas cerámicos de elevada resistencia. Así, en las cerámicas de zircona los estudios clínicos han demostrado la existencia de *chipping* o delaminado de la cerámica de recubrimiento, lo que condiciona el pronóstico a largo plazo de las restauraciones. Por ello, se han introducido muy recientemente en el mercado las cerámicas de zircona monolítica.

Debido a la reciente introducción de las cerámicas monolíticas procesadas mediante la tecnología CAD/CAM, las investigaciones, tanto *in vivo* como *in vitro*, que analicen la influencia de estos procedimientos en la adaptación marginal son muy escasas, no existiendo suficiente evidencia científica para determinar cual de los sistemas disponibles ofrece mejores resultados.

Por todo lo anterior, se planteó en el presente trabajo de investigación evaluar el sellado marginal de coronas confeccionadas con dos sistemas cerámicos monolíticos, comparando los resultados con coronas ceramometálicas.

Los **objetivos** planteados en el presente trabajo de investigación fueron los siguientes:

1. Analizar si el sellado marginal de coronas confeccionadas con dos sistemas cerámicos monolíticos (Lava Plus e IPS emax CAD) se encuentra dentro de los límites aceptados clínicamente.
2. Evaluar los valores de sellado marginal obtenidos en las coronas confeccionadas con cada uno de los sistemas cerámicos.
3. Valorar si existe diferencia en la discrepancia marginal entre las caras vestibular y lingual.

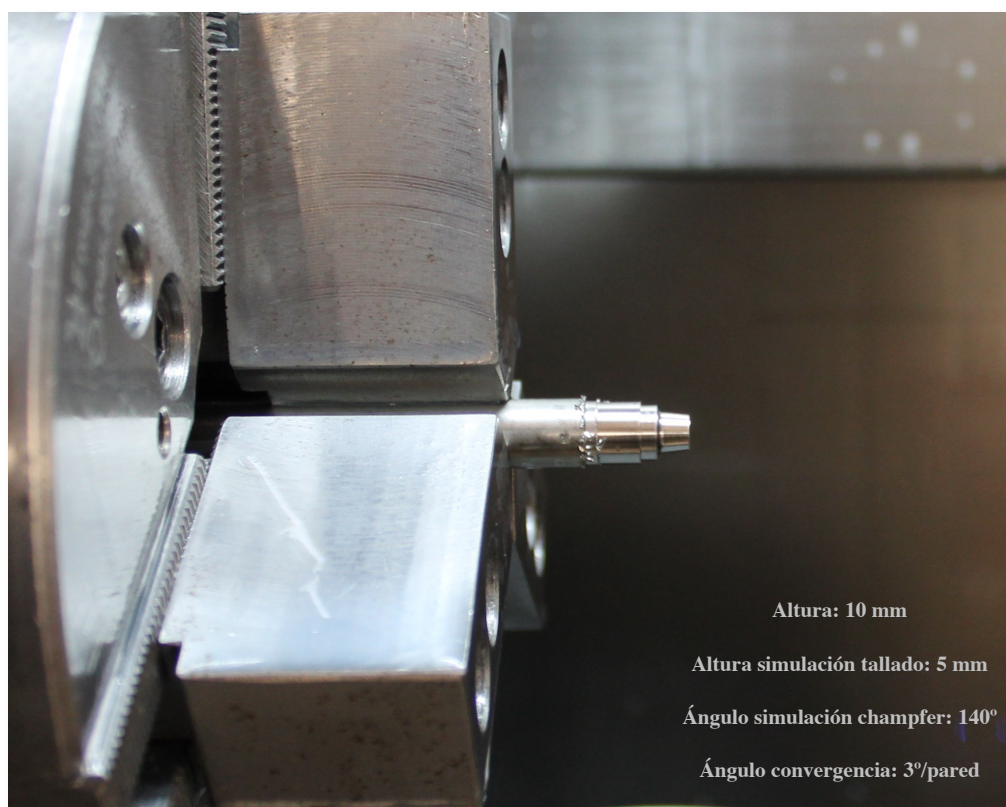
4. MATERIAL Y MÉTODO

4.1 CONFECCIÓN DE LAS PROBETAS

Para llevar a cabo este estudio in vitro, se confeccionaron 30 probetas de acero inoxidable con la forma de un molar inferior tallado.

La confección de las probetas se llevó a cabo a través de los Talleres de Apoyo a la Investigación, dentro de los Centros de Apoyo a la Investigación (CAI) de la Universidad Complutense de Madrid. Las probetas fueron fabricadas, en el Taller Mecánico de la Facultad de Ciencias Físicas.

Se partió de una barra maciza de acero inoxidable de aleación con denominación 316L de diámetro exterior de 10 mm. La fabricación fue realizada utilizando un torno de control numérico EMCO Turn 342 y gobernada por un control numérico SIEMENS Sinumerik (Fig. 10).



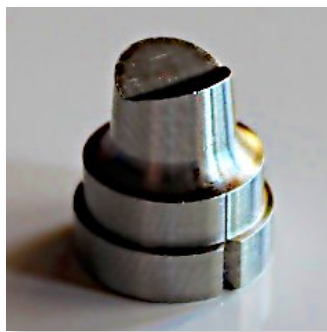
*Fig. 10. Mecanizado de las probetas
Taller Mecánico. Facultad CC Físicas U.C.M*

El diseño del plano de la probeta, fue realizado mediante el programa informático de diseño AutoCAD 2011 (Autodesk), a partir de un plano con la medidas de la probeta (Fig. 11).



*Fig. 11. Torno de control numérico EMCO Turn 342.
Taller Mecánico. Facultad CC Físicas U.C.M*

Una vez se obtuvieron las 30 probetas (Fig. 12), los cantos agudos fueron redondeados con un disco de pulir (disco de grano grueso del Kit 3M Sof).



*Fig. 12. Probeta de acero inoxidable
tras el proceso de mecanizado*

4.2 MUESTRA Y SELECCIÓN DE GRUPOS

Las 30 probetas se distribuyeron de forma aleatoria en 3 grupos de 10 especímenes cada uno, en función del tipo de material restaurador. Los 3 grupos establecidos fueron los siguientes:

- Grupo MC: Coronas metal-cerámicas (grupo control): Cromo-Cobalto.
- Grupo LM: Coronas de óxido de circonio monolíticas: LAVA™ PLUS™ (3M ESPE™, Seefeld, Alemania)
- Grupo DM: Coronas de disilicato de litio monolíticas: IPS e.max® CAD Monolithic (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)

A cada probeta se le asignó primero dos letras, que determinaban a que grupo de restauración cerámica pertenecían y un número que determinó el orden dentro del propio grupo. La asignación aleatoria de los grupos y de las probetas se llevó a cabo por un segundo operador, de forma que el operador principal no supiese a qué grupo pertenecían las probetas.

4.3 CONFECCIÓN DE LAS RESTAURACIONES

4.3.1 Confección de las coronas metal-cerámica (Cromo-Cobalto)

Para la confección de las coronas metal-cerámica, en primer lugar se realizó la infraestructura metálica. Para ello, primero se llevó a cabo el encerado de la probeta con cera, que se colocó dentro el cilindro.

A continuación se llevó a cabo el revestimiento del cilindro con fosfato libre de grafito (Vestofix; DFS Diamond GMBH, Riedenburg, Alemania). El cilindro, con la probeta encerada y rodeada por el material de revestimiento, se introdujo en el horno de precalentamiento (Jelrus Infinity L30; Whip Mix, Dortmund, Alemania) a una velocidad de calentamiento de 2 - 5°C/minuto hasta los 900 - 950°C (Fig. 13).



Fig. 13. Horno de precalentamiento Jelrus Infinity L30

Posteriormente, se introdujo en la máquina de colado de vacío-presión con calentamiento por inducción (MIE 200; Ordenta; Arganda del Rey; Madrid). La aleación empleada para la confección de la infraestructura metálica fue Ugirex C (UginDentaire, Francia) (Tabla 1 y Fig. 14).

Densidad	8.6 g/cm ³
Intervalo de fusión	1210 - 1379°C
Dureza	290 - 300 HV 10
Carga de ruptura	590 - 600 MPa
Composición	Co 62%; Cr 31%; Mo 4%; Si 2,2%
	Trazas: Fe, Mn, W

Tabla 1. Propiedades de la aleación Ugirex C



Fig. 14. Aleación Ugirex C

En segundo lugar se confeccionó el recubrimiento cerámico, con cerámica VITA VM13 (Vita Zahnfabrik) (Fig. 15). La secuencia fue la siguiente:

- Opaquer. Cocción a 920°C
- Capas de porcelana dentina e incisal. Cocción a 880°C
- Glaseado a 880°C.



Fig. 15. Cerámica de recubrimiento VITA VM13

La confección de todas las restauraciones metal-cerámica fue llevada a cabo por el laboratorio de prótesis dental Dident S.A (Madrid).

4.3.2 Confección de las coronas de óxido de circonio monolíticas LAVA™ PLUS™

El sistema LAVA™ PLUS™ (3M ESPE™) está compuesto de óxido de circonio tetragonal parcialmente estabilizado con óxido de itrio (3%). Las principales características físicas que presenta son las siguientes (Tabla 2):

Densidad	6.08 g/cm^3
Resistencia a la flexión	$> 1100 \text{ MPa}$
Tenacidad a la fractura	$5-10 \text{ MPa}$ $1/2$
Módulo elástico	$> 210 \text{ GPa}$
Coefficiente de expansión térmica	$10^{-6} / \text{K}$: 10.5
Tamaño de grano	$0.4 \mu\text{m}$
Dureza Vickers	> 1200
Solubilidad	$< 0.01 \mu\text{g/cm}^2$
Tª sintetización	$1450 \text{ }^\circ\text{C}$

Tabla 2. Propiedades físicas del óxido de circonio

Para la confección de las coronas, en primer lugar se procedió al escaneado de los muñones de acero mediante el escáner extraoral Lava™Scan ST (3M ESPE) que ofrece un escaneado óptico con proyección de franja de triangulación (Fig. 16).

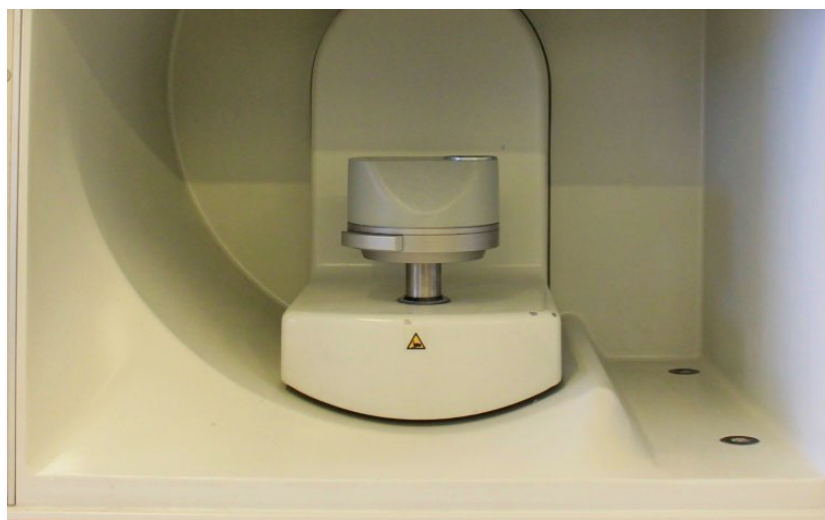
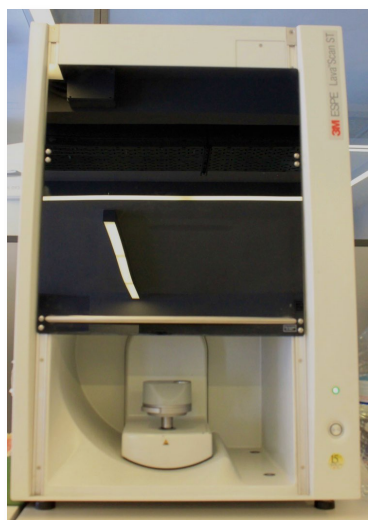


Fig. 16. escáner extraoral Lava™Scan ST (3M ESPE)

Previo al escaneado la superficie de las probetas se recubrió con polvo de óxido de titanio en forma de aerosol (Occlusal Spray, withe 75ml. Product.Nr. 580-2010. YETI Dentalprodukte GmbH, Engen, Alemania).

El sistema Lava™Scan ST (3M ESPE) está conectado a un ordenador, que presenta el programa específico de diseño Lava™System 3.01 para Windows® (Fig. 17) mediante el cual, se llevó a cabo el diseño de la restauración final. El margen de la restauración se localizó y se determinó el eje de inserción. A continuación se seleccionó un espesor con valor de 0,5 mm y un espacio de alivio para el cemento de 50 µm. A través de biblioteca virtual se seleccionó la anatomía de un segundo molar inferior (4.7 FDI)



Fig. 17. Selección de la anatomía. Lava™Scan ST (3M ESPE)

A continuación, se seleccionó un bloque de óxido de circonio asignándole al código de barras del bloque los datos específicos del diseño que se ha determinado y se insertó en la unidad de fresado Lava™ Form (3M ESPE) (Fig. 18).

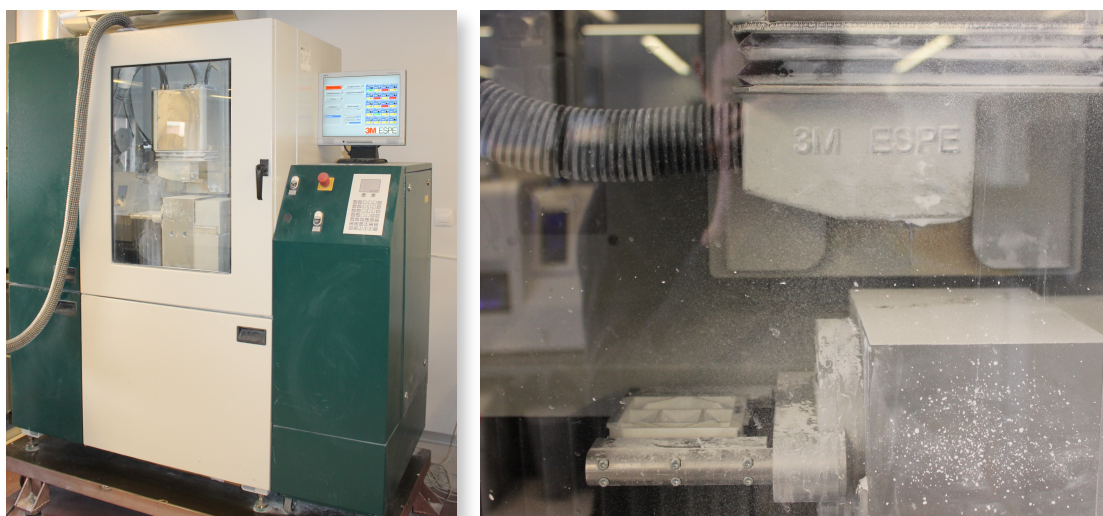


Fig. 18. Unidad de fresado Lava™ Form (3M ESPE)

Debido a la contracción de sinterización inherente al óxido de circonio, la estructura se fresó con una magnificación del 20%. Una vez mecanizadas, las coronas se secaron y se colocaron sobre las perlas de sinterizado de óxido de circonio se introdujo en el horno Lava Therm (3M ESPE) donde se realizó la sinterización a 1500 °C durante aproximadamente 4 horas y media (Fig. 19). Una vez se completó el programa de sinterizado, las coronas se lavaron con agua.



Fig. 19. Perlas de sinterizado (izquierda). Horno Lava Furnance 200 (derecha).

La confección de todas las restauraciones fue llevada a cabo por el laboratorio de prótesis dental Prótesis S.A (Madrid).

4.3.3 Confección de las coronas de disilicato de litio monolíticas IPS e.max® CAD Ivoclar Vivadent

Las coronas del segundo grupo, fueron confeccionadas mediante bloques de disilicato de litio monolítico. Para la confección de las coronas de disilicato de litio, en primer lugar, las probetas fueron recubiertas por un aerosol blanco (Occlusal Spray, withe 75ml. Product.Nr 580-2010. YETI Dentalprodukte GmbH, Engen, Alemania) para favorecer la lectura del escáner extraoral.

A continuación se llevó a cabo el escaneado de las probetas mediante el escáner Lava™ Scan ST (3M ESPE™) (Fig. 16).

El escáner estaba conectado a un ordenador que contaba con el software Design 3.01 (CAD) para Windows® donde se genera un modelo tridimensional virtual (.slt). A continuación, se afinó manualmente la localización de la línea de terminación, se introdujeron los parámetros (Tabla 3) y a través de biblioteca virtual se seleccionó la anatomía de un segundo molar inferior (4.7 FDI) (Fig. 20).

Espacio vertical extra	0,075
Espacio horizontal extra	0,05
Posición "collar"	3
Espesor mínimo	0,5
Espesor marginal	0,16
Ángulo de emergencia	80
Compensación de emergencia	0,06
Espesor de la Cofia	0,5 µm
Alivio para el Cemento	50 µm

Tabla 3. Parámetros seleccionados

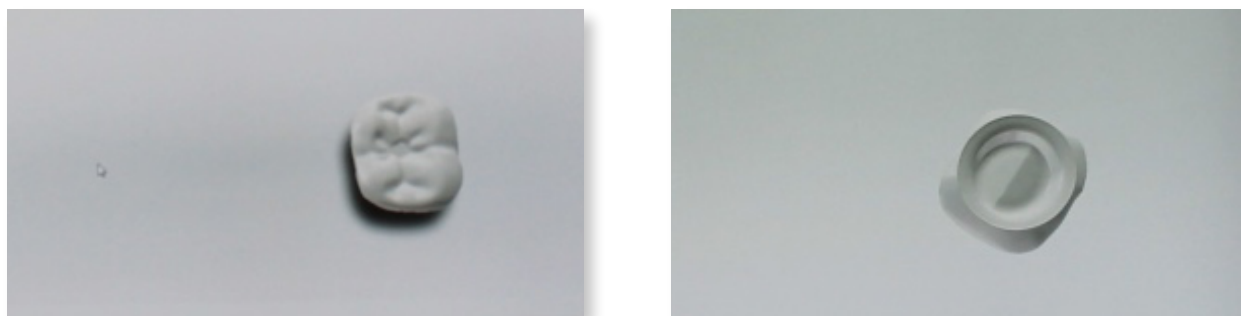


Fig. 20. Anatomía segundo molar inferior . LavaTMScan ST (3M ESPE)

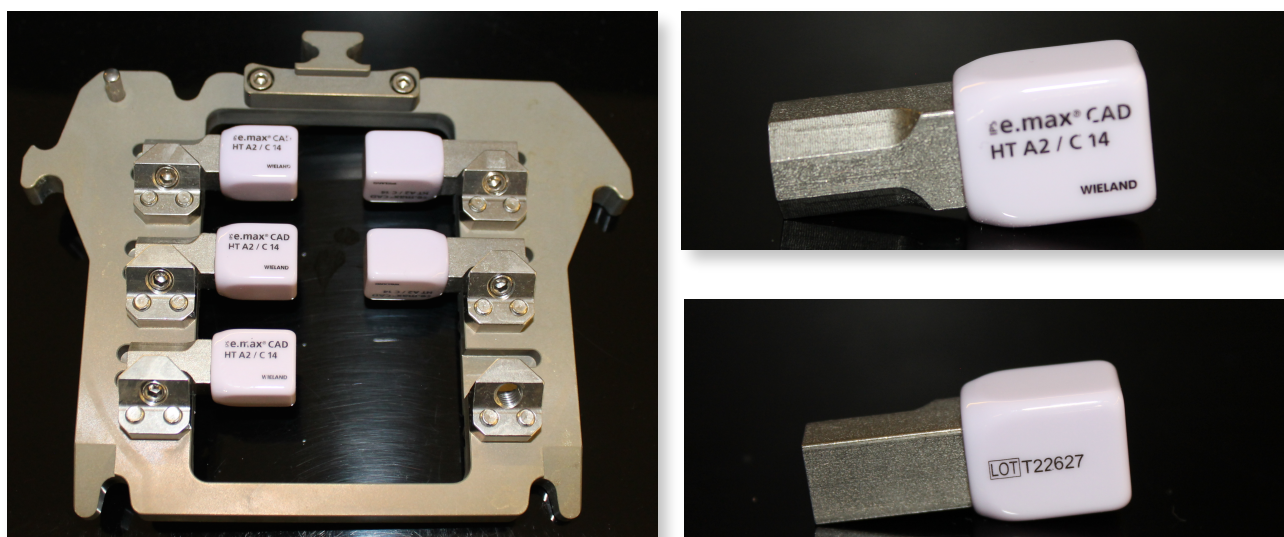


Fig. 21. Bloques de disilicato de litio HT A2/C14. N° de lote: T22627

A continuación se seleccionaron los bloques de disilicato de litio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent AG, Schaan/Liechtenstein. HT A2/C14, Lote: T22627) (Fig. 21).

Una vez realizado el diseño de la corona, la información se envió al software Zenotec CAM 3.2 (Wieland Dental, Technik GmbH & Co. KG, Alemania) específico de la parte CAM, en el cual se introdujeron los parámetros específicos del material y se diseñó la estrategia de fresado (Fig. 22). Una vez finalizada la estrategia de fresado, se envió a la resadora Wieland Zenotec (Wieland Dental; Technik GmbH & Co. KG, Alemania) (Fig. 23).

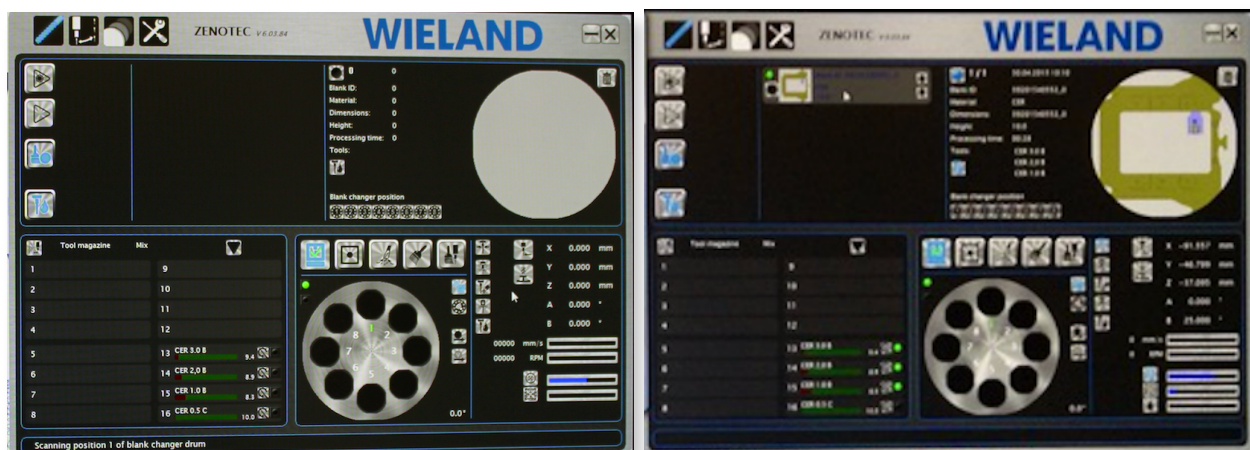


Fig. 22. Parámetros específicos de la estrategia de fresado. Software Zenotec CAM 3.2

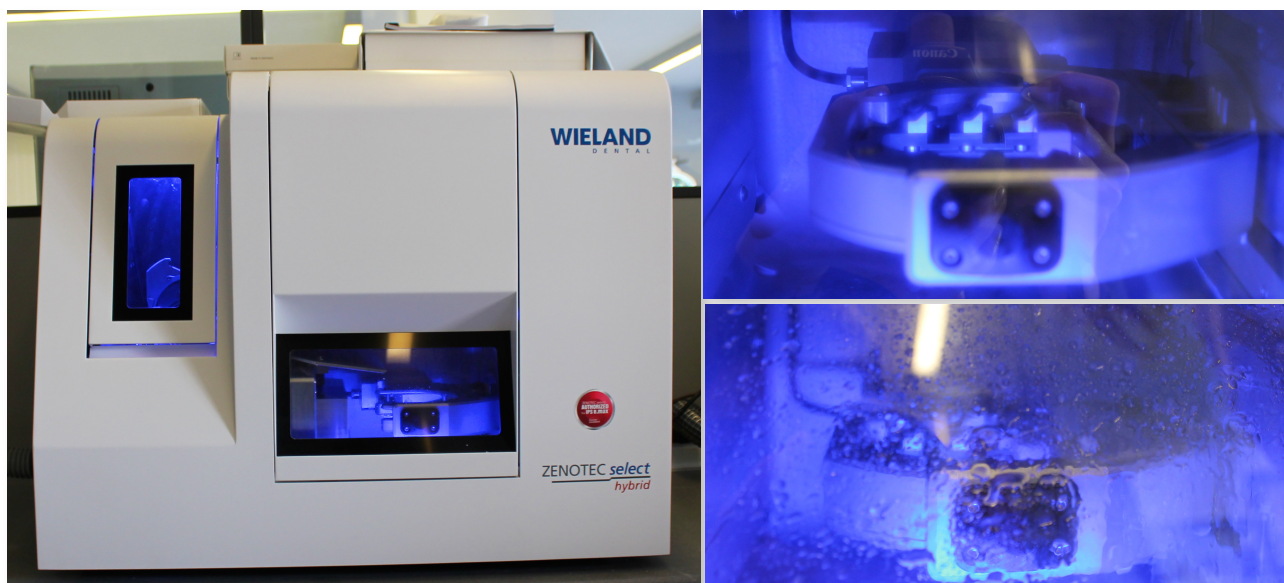


Fig. 23. Fresadora Wieland Zenotec (izquierda)
Antes y durante la estrategia de fresado (derecha)

Una vez finalizado el proceso de fresado, las coronas se separaron de la estructura de disilicato de litio mediante discos de separar (\varnothing 25 mm x 0.7 mm, SHOFU DENTAL GmbH, Alemania). Por último, las coronas se sometieron a un proceso de vitrificación, que fue el siguiente (Tabla 4):

Cristalización		Color y Caracterización	
Secado	6:00	Secado	6:00
Primer vacío	550° C	Vacio	450° C
Velocidad	90° C/min	Velocidad	60° C/min
Suelta de vacío	830° C	Suelta de vacío	769°
Temperatura final	830° C	Temperatura final	770°C
Segundo vacío	830° C	Matenimiento	1:30
Velocidad	30° C/min	Glaseado	
Suelta de vacío	850° C	Vacio	450° C
Temperatura final	830° C	Velocidad	60° C/min
Primer mantenimiento	00:10	Suelta de vacío	769°
Segundo mantenimiento	07:00	Temperatura final	770°C
Enfriamiento	710° C	Mantenimiento	2:00

Tabla 4. Parámetros seleccionados para el proceso de vitrificación

La confección de todas las restauraciones fue llevada a cabo por el laboratorio de prótesis dental Prótesis S.A (Madrid).

4.4 CEMENTADO

Una vez finalizado el proceso de fabricación de las coronas, se llevó a cabo el cementado sobre los muñones. El cementado se llevó a cabo por un mismo operador, en las mismas condiciones ambientales de temperatura (20 - 24°C) y de humedad (humedad relativa del 50%).

Se seleccionó como agente cementante el Ketac Cem ® EasyMix; 3M-ESPE, que se mezcló siguiendo las instrucciones indicadas por el fabricante. Para minimizar los posibles sesgos derivados de la técnica de cementado el operador fue previamente instruido en el procedimiento. La colocación del cemento sobre la probeta se llevó a cabo mediante un pincel de pelo de marta de forma homogénea sobre las paredes axiales.

A continuación se colocó la restauración sobre la probeta y se aplicó una fuerza constante de 10 N durante minutos para lo cual se utilizó una llave dinamométrica (USAG 820/70; SWK Utensilerie SRL, Milán, Italia). Los excesos fueron retirados mediante una sonda de exploración.

4.5 ANÁLISIS DEL AJUSTE MARGINAL

Para llevar a cabo el análisis del sellado marginal de las restauraciones la técnica seleccionada fue la observación directa a través del microscopio electrónico de barrido.

4.5.1 Preparación de las muestras

Para la observación de las muestras en el MEB todas las muestras deben de cumplir una serie de premisas:

- Alta conductividad eléctrica
- Superficie lisa y limpia
- Fijación a un soporte portamuestras
- Estabilidad bajo el haz de electrones

A lo largo del procedimiento, las muestras fueron manipuladas con pinzas para no falsear los resultados. La preparación y medición de las muestras se realizaron en ICTS Centro Nacional de Microscopía Electrónica de la Universidad Complutense de Madrid.

En primer lugar, las muestras se metalizaron para evitar la distorsión que sufre el haz de electrones del microscopio al cargar sobre la superficie de una muestra no conductora. La metalización se llevó a cabo en la sala que habilitada en el propio ICTS para la preparación de las muestras.

Para llevar a cabo la metalización, las muestras se colocan sobre un portamuestras. En un primer ciclo de metalización se metalizó la cara vestibular de las probetas, por lo tanto, todas las probetas se colocaron con la cara vestibular hacia arriba y la cara lingual enfrentada con el portamuestras. En un segundo ciclo de metalización, las probetas se giraron con unas pinzas de forma que la cara lingual quedase hacia arriba (Fig. 24 y 25). Cada grupo se sometió a dos ciclos de metalización. Por último se colocaron unos pesos en las zonas laterales.

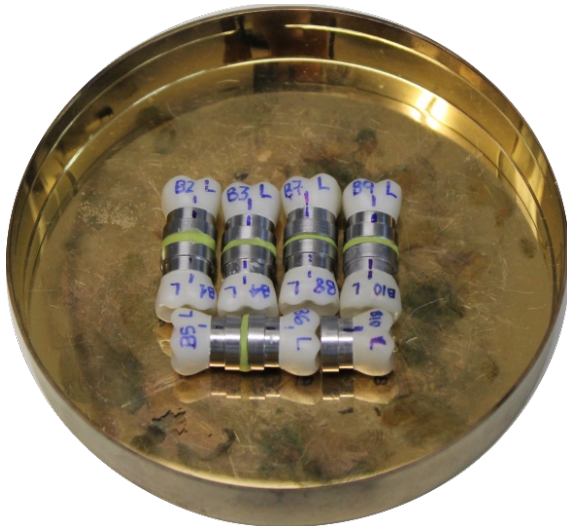


Fig. 24. Grupo disilicato de litio en el portamuestras previo al proceso de metalización.



Fig. 25. Grupo disilicato de litio tras el recubrimiento metálico

Una vez que las muestras se encontraban preparadas en el portamuestras, se introdujeron en la metalizadora (Q15RS, Quorum Technologies Ltd, Reino Unido) (Fig. 26)



Fig. 26. Metalizadora Quorum Q15RS

El metal conductor empleado fue el oro de 24 kilates y 19.32 g/m³ de densidad. Para poder llevar a cabo el recubrimiento metálico, la metalizadora en primer lugar debe realizar el vacío para habilitar la entrada de argón. El recubrimiento metálico se llevó a través de un proceso de electrodeposición. El tiempo de metalización seleccionado fue de cuatro minutos y el requerido, aproximadamente, para los procesos de vacío y entrada-salida de argón fue de tres minutos. Las muestras fueron conservadas en una cámara de cristal seca y hermética hasta su observación en el MEB.

4.5.2 Obtención de imágenes

Se utilizó el microscopio electrónico de barrido JSM-6400 Scanning Microscope (JEOL), que presenta una capacidad de magnificación entre 15 y 30.000 aumentos, una resolución de 3,5 nm y un voltaje variable entre 0,5 y 40 KV. Para la obtención de las imágenes se empleó la técnica de espectrometría por dispersión de energía de rayos X y la información fue recogida por el detector de dispersión de energía Link Pentafet (Oxford Instruments Abingdom, Reino Unido) (Fig. 27)



Fig. 27. MEB JSM 6400 Scanning Microscope (JEOL)

El microscopio está conectado a un ordenador personal (Hewlett-Packard) y a un monitor (Samsung). El ordenador presenta un software específico INCA ® Suite Versión 4.04 (Oxford Instruments) que permite la captación y digitalización de imágenes. Además, en función del detector empleado, permite captar imágenes a través de un segundo detector de electrones o analizar los elementos químicos que componen la muestra.

Dentro de las medidas que permiten analizar el ajuste marginal en términos de desajuste, se ha optado por el último, el desajuste marginal absoluto que se define como la máxima discrepancia entre el margen de la restauración y el ángulo cavosuperficial del diente, en nuestro caso el muñón de acero. Dicha medida corresponde a la combinación angular de los desajustes vertical y horizontal.

Para llevar a cabo el análisis a través del MEB, la probeta se posicionó en una mordaza portamuestras colocando el lado vestibular hacia arriba para llevar a cabo su examen (Fig. 28). A continuación, se introdujo en el MEB con una angulación de 30° de forma que la interfase quedase perpendicular al eje óptico del microscopio y poder realizar la medición del desajuste marginal.



Fig. 28. Muestra colocada en el portamuestras

Una vez la muestra estuvo orientada, se enfocó la imagen para obtener una fotografía de la interfase a 500 aumentos. A continuación a través de la herramienta “calipers” que ofrece el software INCA[®] se obtuvo una segunda imagen en la que se introdujo una medida del ajuste marginal en micras (Fig. 29 y 30). Este proceso se repitió en el lado lingual.

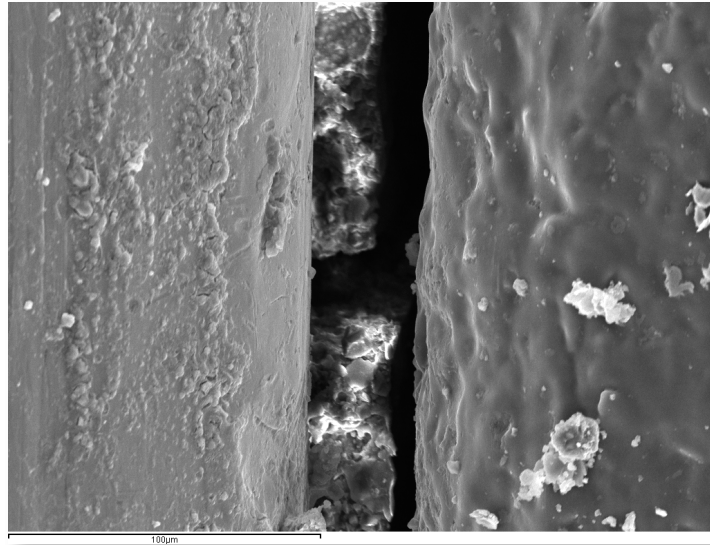


Fig. 29. Imagen MEB. Magnificación 500X. Angulación 30°.

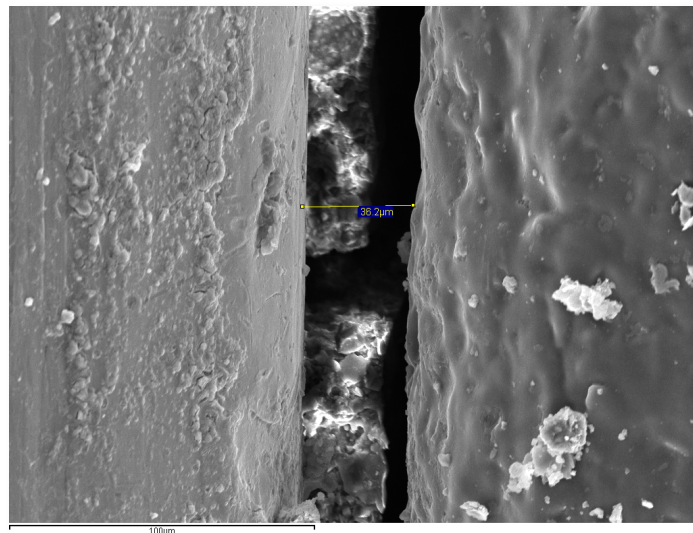


Fig. 30. Imagen MEB. Magnificación 500X. Angulación 30°
Aplicación de la herramienta “calipers” (INCA ®)

Para poder obtener un mayor número de medidas por imagen, dado que el software INCA ® sólo permite realizar una línea por imagen, las imágenes obtenidas (en formato .TIFF) se editaron mediante el software Adobe Photoshop® cs6 de forma que se trazaron 29 líneas paralelas a la línea original, obteniendo un total de 30 líneas por cara. De esta forma se pudo obtener un valor promedio de las mediciones de ajuste de cada imagen (Fig. 31).

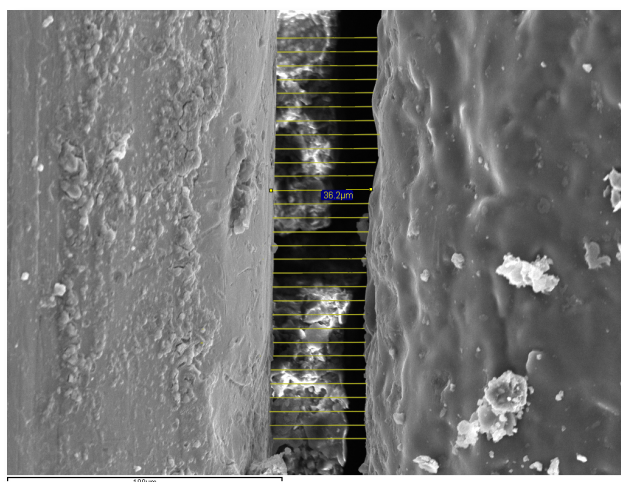


Fig. 31. Imagen MEB editada con líneas paralelas

Para la medición de las líneas se utilizó un escalímetro (Faber Castell, Stein, Alemania) a escala 1:300. Los datos fueron introducidos en una hoja de cálculo del software Microsoft Excel ® (Microsoft, Washington, EE.UU) donde se convertían los datos de la medición con escalímetro obtenidos en milímetros a micras, usando como dato original el obtenido a través del MEB.

4.6. Tratamiento de los datos

Para facilitar el estudio, los datos obtenidos fueron resumidos y archivados en una sola hoja de cálculo Microsoft® Excel 2000, que contenía las mediciones de las treinta probetas divididas en tres grupos de manera que el archivo contenía los valores almacenados.

El análisis estadístico se realizó en el Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid.

Se realizaron los siguientes análisis:

- Estadística descriptiva de todas las variables
- Estadística inferencial

Para la comprobación del ajuste a la normalidad de las variables se empleó el Test de Shapiro-Wilk. Dado el ajuste a la normalidad de las variables del estudio, los test paramétricos utilizados fueron:

-Test ANOVA unifactorial

-Test de Tukey para realizar las comparaciones múltiples entre los materiales empleados cuando el test de ANOVA demostró resultados con diferencias significativas.

-Test de la t de Student pareado para la comparación de los resultados de sellado marginal entre las caras V y L.

El análisis estadístico de todas las variables se realizó con el programa informático SPSS 22.0 (SPSS Inc, Chicago EEUU), en el Centro de Proceso de Datos del Servicio Informático de Apoyo a la Investigación de la Universidad Complutense de Madrid. El nivel de significación se estableció para valores de $P \leq .05$.

5. RESULTADOS

El análisis estadístico de los datos, en toda investigación científica, es fundamental para poder dar respuesta al problema planteado.

Las variables planteadas en el estudio fueron las siguientes (Tabla 5):

VARIABLE	TIPO	DESCRIPCIÓN	CATEGORÍAS
SISTEMA CERÁMICO	Independiente	Cualitativa Nominal	MC LM DM
POSICIÓN	Dependiente	Cualitativa Nominal	V L
DISCREPANCIA MARGINAL	Dependiente	Cuantitativa Continua	

Tabla 5. Descripción variables. MC = Metal-cerámica; LM = Óxido de circonio monolítico; DM = Disilicato de litio monolítico. V = Vestibular; L = Lingual

En primer lugar, se llevó a cabo el análisis estadístico descriptivo de los datos, empleando índices descriptivos para variables cuantitativas.

En segundo lugar, se realizó el estudio estadístico inferencial tal y como se refleja en el punto anterior, con los test: Test ANOVA unifactorial; Test de Tukey y Test de la t de Student pareado.

5.1 ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA

5.1.1 Discrepancia según el sistema cerámico

Al comparar los tres tipos de restauraciones empleadas para el análisis del ajuste marginal, independientemente de la posición de medición, se observó que los valores que presentaba el grupo de disilicato de litio fueron inferiores a los otros dos grupos, óxido de circonio y metal-cerámica. Los valores entre éstos grupos fueron muy similares (Tabla 6). Todos los valores se encuentran dentro de los clínicamente aceptables.

GRUPO	N	AJUSTE	MARGINAL	GLOBAL
		Media	Mediana	DE
DM	10	27,95	28,84	9,37
LM	10	58,05	56,35	16,60
MC	10	57,42	56,86	19,28

Tabla 6. Media (μm), mediana y desviación estándar (DE) del ajuste marginal de las restauraciones estudiadas.

5.1.1 Discrepancia según la posición

Las discrepancias marginales globales existentes entre la cara vestibular y lingual, sin tener en cuenta el tipo de restauración, muestran que existe un ajuste marginal en la cara lingual ligeramente inferior al existente en la cara vestibular. Todos presentan valores dentro de los clínicamente aceptables (Tabla 7).

CARA	N	AJUSTE	MARGINAL	GLOBAL
		Media	Mediana	DE
V	30	50,25	47,45	21,56
L	30	45,37	42,23	21,56

Tabla 7. Media (μm), mediana y DE del ajuste marginal entre las posiciones V (vestibular) y L (Lingual).

Las discrepancias marginales existentes entre la posición V y L dentro de cada grupo muestran que el único grupo que presenta una ligera diferencia entre V y L es el grupo DM, donde los valores de L son ligeramente diferentes a los V siendo ambos inferiores a los de los otros dos grupos. Los grupos LM y MC presentan ajustes tanto por V como por L muy similares siendo así mismo los valores de ambos grupos muy parecidos entre sí (Tabla 8 y Fig. 32).

GRUPO	POSICIÓN	N	AJUSTE	MARGINAL	GLOBAL
			Media	Mediana	DE
DM	V	10	33,59	36,90	12,62
	L	10	22,32	18,80	10,25
LM	V	10	57,96	58,30	21,22
	L	10	58,15	60,96	17,71
MC	V	10	59,20	53,51	20,46
	L	10	55,64	58,44	13,82

Tabla 8. Media (μm), mediana y desviación estándar (DE) del ajuste marginal teniendo en cuenta la posición en la cara V (vestibular) y L (Lingual) y el sistema cerámico.

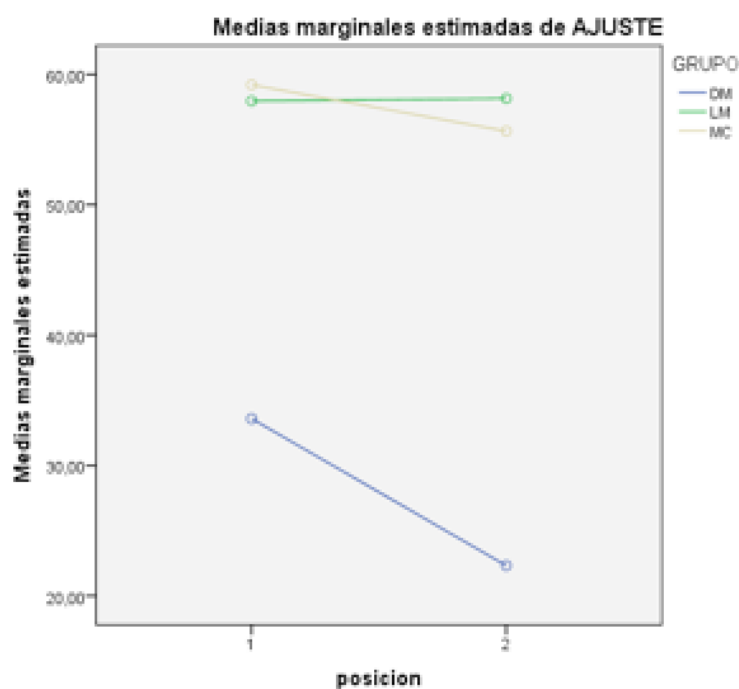


Fig. 32. Ajuste marginal en función del grupo y la posición.

5.2 ESTADÍSTICA INFERENCIAL

5.2.1 Pruebas de Normalidad

En primer lugar, se procedió a comprobar la normalidad de la muestra mediante los *Test de Bondad de Ajuste*. Se seleccionó el *Test de Shapiro-Wilk* para comprobar la normalidad o no de la muestra. Una vez aplicado el test, podemos determinar que la muestra presenta una distribución normal (Tabla 9).

GRUPO	Shapiro-Wilk			
	Global	Estadístico	gl	Sig.
DM		0,903	10	0,236
LM		0,947	10	0,633
MC		0,927	10	0,419
V_L		0,974	30	0,639

Tabla 9. Test Shapiro-Wilk. Resultados globales para grupo y posición.

5.2.2 Discrepancia marginal entre grupos cerámicos

a. Discrepancia marginal global

En el Análisis de la varianza unifactorial se pudo observar que a nivel de la discrepancia global, sin tener en cuenta el lugar de medición, que existen diferencias significativas entre los grupos ($P < 0.0001$).

Al aplicar el test post hoc de comparaciones múltiples de Tukey, se observó que el grupo de disilicato de litio (DM) presentó de forma significativa mejor discrepancia marginal que los otros dos grupos ($P < 0.0001$).

No existieron diferencias estadísticamente significativas entre el grupo de óxido de circonio (LM) y el grupo metal cerámica (MC) ($P = 0.993$) (Tabla 10 y Fig. 33).

Variable dependiente				
Global V_L	HSD Tukey	(I) GRUPOd	(J) GRUPOd	Sig.
		DM	LM	0,0001
			MC	0,0001
		LM	DM	0,0001
			MC	0,993
		MC	DM	0,0001
			LM	0,993

Tabla 10. Test de Tukey. Resultados globales entre grupos cerámicos.

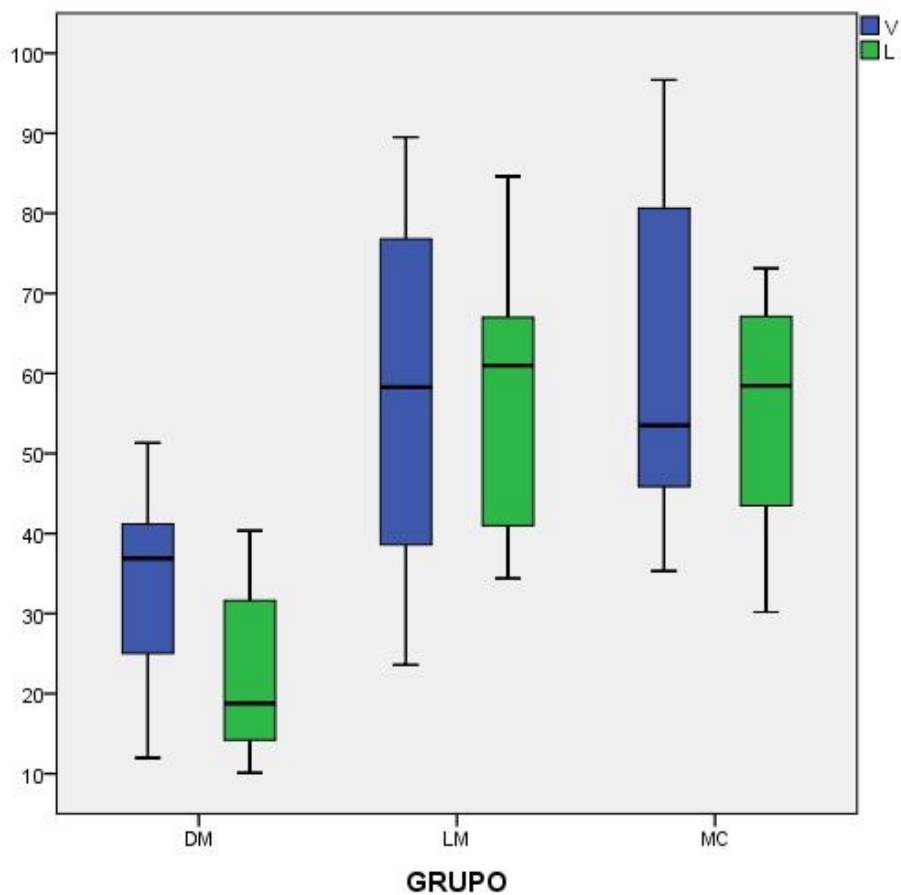


Fig. 33. Diagrama de cajas del ajuste marginal en función del grupo y la posición

b. Discrepancia marginal por caras

El ANOVA unifactorial demostró que existieron diferencias significativas entre los grupos para la cara vestibular ($P=0.007$) y para la cara lingual ($P=0.0001$). Tras aplicar el test post hoc de Tukey se observó que el grupo de disilicato de litio (DM) presentó de forma significativa menor discrepancia marginal en la cara vestibular respecto al grupo LM ($P=0.018$) y al grupo MC ($P=0.012$). En la cara lingual se observaron igualmente diferencias significativas entre el grupo DM y los otros dos grupos ($P<0.0001$).

No se observaron diferencias entre el grupo LM y MC para la cara vestibular ($P=0.988$), ni para la cara lingual ($P=0.919$) (Tabla 11 y Fig. 34).

Variable dependiente								
V	HSD Tukey	(I)GRUPO	(J)GRUPO	Sig.	L	(I)GRUPO	(J)GRUPO	Sig.
		DM	LM	0,018		DM	LM	0,0001
			MC	0,012			MC	0,0001
		LM	DM	0,018		LM	DM	0,0001
			MC	0,988			MC	0,919
		MC	DM	0,012		MC	DM	0,0001
			LM	0,988			LM	0,919

Tabla 11. Test de Tukey. Resultados en función de la cara y el grupo.

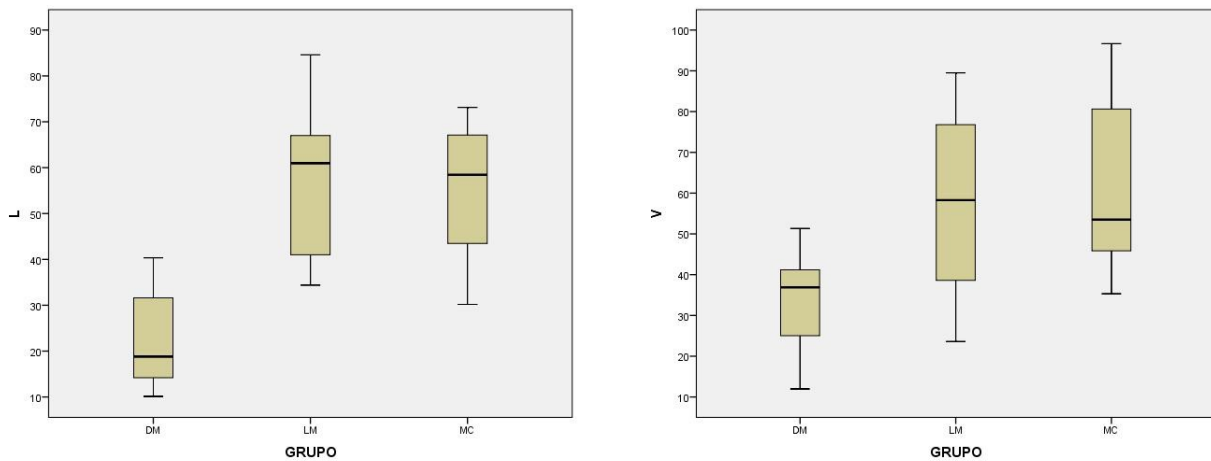


Fig. 34. Diagrama de cajas del ajuste marginal en función de la cara.

5.2.3 Discrepancia marginal entre la cara vestibular y lingual

a. Discrepancia marginal global entre caras

No se observaron diferencias significativas entre la discrepancia marginal de las caras vestibular y lingual independientemente del grupo ($P=0.222$) ($n=30$) al aplicar el test t de Student para muestras pareadas.

b. Discrepancia marginal por grupo

El test de la t de Student pareado demostró que existen diferencias significativas entre la cara vestibular y lingual en el grupo de disilicato de litio ($P=0,025$).

No se encontraron diferencias entre las discrepancias marginales en las caras vestibular y lingual ni en el grupo LM ($P=0.97$), ni en el MC ($P=0.70$).

6. DISCUSIÓN

Contrepolis y cols (9) llevaron a cabo una revisión sistemática sobre el ajuste marginal en restauraciones totalmente cerámicas. Encontraron que el 94,9% de las mediciones realizadas fueron iguales o menores a 120 micras, siendo el valor máximo encontrado 174 micras y el menor 3,7 micras. Remarcan que la heterogeneidad en el proceso puede dar lugar a discrepancias en las mediciones, incluso en el mismo sistema, de manera que no permite establecer un ranking.

En la literatura podemos observar estudios, que al igual que éste, analizan el ajuste marginal entre restauraciones de óxido de circonio y disilicato de litio (Tabla 12).

Baig y cols (47) evalúan el ajuste marginal de coronas totalmente cerámicas de de óxido de circonio (Cercon Y-TZP) y coronas totalmente cerámicas de disilicato de litio (IPS Empress II). La evaluación del ajuste marginal se realizó con las coronas sin cementar y a través de esteromicroscopio. Los resultados obtenidos muestran que las coronas de óxido de circonio presentan un peor ajuste que las coronas de disilicato de litio, y el resultado lo relacionan con un proceso de fabricación más sencillo en el caso de las coronas de disilicato de litio al depender menos un ordenador.

Pimienta y cols (25) comparan el ajuste marginal entre disilicato de litio (IPS Empress II), óxido de circonio (ZirkonZahn CAD-CAM, VITA Zahnfabrik), disilicato de litio (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent) y como grupo control (ceramometálica Cr-Co). La evaluación en este caso se realiza de las coronas sin cementar a través de micro-CT. En este estudio, encuentran que el menor ajuste marginal lo presenta el grupo control, siendo muy similares a los de las coronas de óxido de circonio. Ambos, presentan diferencias significativas con el grupo de disilicato de litio. En este estudio, no muestran las desviaciones estándar de los grupos.

Yuksel y cols (48) comparan el ajuste marginal entre coronas totalmente cerámicas de disilicato de litio (IPS e.max Press, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) y óxido de circonio (3M ESPE Lava, St. Paul, USA). La evaluación se llevó a cabo con dos tipos de cemento (RelyX U100, 3M ESPE, St. Paul, USA y KETAC CEM, 3M ESPE, St. Paul, USA) a través de esteromicroscopio. Las coronas de óxido de circonio presentan menor discrepancia marginal que las coronas metal-cerámicas (Cr-Co) de forma significativa y que no existen diferencias entre los otros dos grupos.

Subasi y cols (49) analizan el ajuste marginal entre dos tipos de restauraciones totalmente cerámicas de disilicato de litio (IPS e.max Press) y de óxido de circonio (Zirkonzahn). El ajuste marginal se evaluó con las restauraciones cementadas a través de esteromicroscopio. No encontraron diferencias significativas entre ambos tipos de cerámicas, estando ambas dentro de lo que se considera clínicamente aceptable.

Asavapamunas y cols (50) evaluaron el ajuste de tres sistemas totalmente cerámicos, dos sistemas de óxido de circonio (Cercon, Lava) y uno de disilicato de litio (IPS e.max), sin cemento y mediante esteromicroscopio. Obtuvieron que Lava presentaba de forma significativa mayor desajuste marginal, en comparación con Cercon e IPS e.max.

Autor principal, Año	Material	Ajuste Marginal (media, DE)	Cemento	Evaluación
Baig, 2010	IPS Empress II	35.4 ± 36.0 µm	No	Esteromicroscopio
	Cercon Y-TZP	69.8 ± 47.0 µm		
	Alección noble tipo IV	38.0 ± 24.0 µm		
Yuksel, 2011	IPS e.max Press	92.6 ± 9.53 µm	Si	Esteromicroscopio
	Lava, 3M ESPE	82.7 ± 9.91 µm		
	Cr-Co	96.5 ± 11.10 µm		
Subasi, 2012	IPS Empress II	105.2 ± 21.33 µm	Si	Esteromicroscopio
	Zirkonzahn	119.8 ± 24.69 µm		
Pimienta, 2015	IPS Empress II	76.19 µm	No	Micro-CT
	Zirkonzahn	35.5 µm		
	Ni-Co	34.05 µm		
Asavapamunas, 2013	IPS e.max Press	52.22 ± 10.66 µm	No	Esteromicroscopio
	Lava, 3M ESPE	69.99 ± 6.77 µm		
	Cercon	38.30 ± 6.85 µm		
Presente Estudio, 2015	IPS e.max CAD	27.95 ± 9.37 µm	Si	Microscopio Electrónico
	Lava, 3M ESPE	58.05 ± 16.6 µm		
	Cr-Co	38.30 ± 19.28 µm		

Tabla 12. Estudios que comparan el ajuste marginal entre coronas de disilicato de litio y óxido de circonio.

En el presente estudio, al igual que en el resto de los estudios de la bibliografía revisada, podemos observar que los resultados obtenidos para los tres grupos se encuentran dentro de los límites clínicamente aceptados (12), oscilando entre las 27 y las 119 μm (25, 47-50).

La discrepancia marginal media global obtenida en el presente estudio para el grupo de disilicato de litio (27,95 μm) es similar a la obtenida por Baig y cols. (47) con el sistema IPS Empress II (35,4 μm), inferior a Avasapanumas y cols. (50) (52.22 μm) con el sistema IPS e.max Press y consideradamente inferior al resto de los estudios: Yuksel y cols. (48) (92.6 μm) con el sistema IPS e.max Press, Subasi y cols. (49) (105.2 μm) y Pimienta y cols. (25) (79.19 μm) con el sistema IPS Empress II.

Por otro lado, la discrepancia marginal media global para el grupo de óxido de circonio obtenida en el presente estudio (58.05 μm), es superior a la de Pimienta y cols. (25) (35.05 μm) con el sistema Zirkonzahn pero inferior a la del resto de los estudios: Baig y cols. (47) con el sistema Cercon Y-TZP (69.8 μm), Avasapanumas y cols. (50) (69.99 μm) con el sistema Lava, Yuksel y cols. (48) (82.7 μm) con el sistema Lava y Subasi y cols. (49) (105.2 μm) con el sistema Zirkonzahn.

El único estudio, entre los revisados, que obtiene un resultado similar al presente, es el estudio de Baig y cols. (47), en el cual el grupo de disilicato de litio presenta mejores resultados que el óxido de circonio. Sin embargo, en los estudios de Pimienta y cols. (25), Yuksel y cols. (48) y Avasapanumas y cols. (50) obtiene mejores resultados el grupo de óxido de circonio en relación al grupo de disilicato de litio. Por otro lado, en el estudio de Subasi y cols. (49) no encuentran diferencias significativas entre los dos grupos.

En la literatura podemos observar otros estudios que analizan el ajuste marginal de ambos materiales, sin que en el mismo estudio los comparen entre sí.

Borges y cols (51) comparan el disilicato de litio con otras coronas totalmente cerámicas. Podemos observar que las coronas de disilicato de litio (IPS e.max Press) presentan márgenes superiores a otras coronas confeccionadas con otras cerámicas, como puede ser la leucita (Cergogold) y alúmina (InCeram Alumina).

Martínez-Rus y cols (52) comparan el ajuste marginal entre óxido de aluminio reforzado con óxido de circonio (VITA In-Ceram® ZIRCONIA) y óxido de circonio tetragonal estabilizados con itrio (VITA In-Ceram® YZ, Cercon, Procera Zirconia). En este estudio las mediciones las realizaron sobre la discrepancia marginal sin cemento a través de un esteromicroscopio. Obtuvieron que las coronas de Procera presentan mejor ajuste que el resto de los sistemas. A su vez, In-Ceram Zirconia presenta el mayor desajuste en relación al resto de los grupos. No obtuvieron diferencias significativas entre In-Ceram YZ y Cercon. El ajuste marginal medio obtenido fue de 16.01 μm , siendo notablemente inferior al obtenido en el presente estudio en el grupo de óxido de circonio.

Anadioti y cols (44) evaluaron el ajuste marginal de coronas totalmente cerámicas de disilicato de litio. Compararon el tipo de corona totalmente cerámica en función de su técnica de confección (IPS e.max Press e IPS e.max CAD) y el método de impresión (impresión convencional o impresión digital). El método de medición fue a través de un protocolo de triple escaneado. Obtuvieron que el grupo de IPS e.max Press confeccionado con impresión convencional presentaba mejor ajuste que los otros tres grupos, sin que hubiese diferencias significativas entre ellos. Los resultados obtenidos para el grupo IPS e.max CAD (74 μm) son superiores a los obtenidos en el presente estudio con el mismo sistema.

La comparación de resultados entre los distintos estudios se ve dificultada por los diferentes métodos empleados para realizar las mediciones (7, 13, 21). La falta de estandarización del método de medición hace que en la literatura existan numerosos estudios que analicen el ajuste marginal con distintos métodos.

En la revisión de Nawafleh y cols (17) analizan los métodos de medición del ajuste marginal. Obtuvieron que los métodos más frecuentes son la técnica de visión directa (47.5%), seguida del método de sección transversal (23,5%) y la técnica de la réplica (20,2%). En este estudio, se seleccionó la medición a través de MEB. Esta técnica se encuentra dentro de las técnicas de visión directa, que permiten ver el margen de la restauración a diferente magnificación, como su nombre indica, de forma directa. Con esta técnica se evitan errores derivados de la realización de una réplica o una impresión, sin embargo, no permite realizar la medición del ajuste interno (17).

En el presente estudio, se realizaron 30 mediciones por cara, haciendo un total de 60 mediciones por corona. Se ha sugerido que aproximadamente 50 mediciones por corona ofrece información clínicamente relevante sobre el desajuste marginal (28), sin embargo, la mayoría de los estudios presentan un menor número de mediciones (47, 53). Otros estudios superan el número de mediciones por corona, sin embargo, por un lado miden el desajuste marginal y por otro el desajuste total, sin que en ninguno de los dos superen la cifra de 50 mediciones por separado (19).

En nuestro estudio se llevó a cabo la medición de las coronas cementadas. A pesar de que el cemento es uno de los factores que puede influir en el ajuste, se optó por cementarlas, ya que de esta manera se simula realmente la realidad clínica. En la literatura, podemos observar estudios que realizan, al igual que este, la medición del ajuste marginal en coronas totalmente cerámicas con cemento (8) y otros estudios que llevan a cabo las mediciones sin cemento (47, 52, 53).

También podemos observar estudios publicados, que evalúan la variación del ajuste marginal antes y después del cementado. En el estudio de Solá y cols (4), podemos observar que existe una variación en el ajuste las coronas cementadas y sin cementar. Las coronas cementadas presentan una variación de ajuste en relación a las coronas sin cementar, con un incremento mínimo de las primeras de 10 micras. Otros estudios también reflejan estos resultados (19, 51).

En el presente estudio, se han realizado las mediciones en la caras vestibular y lingual. Algunos de los estudios publicados también realizan las mediciones en diferentes caras (6, 53). En la literatura se puede observar que el modelo empleado sobre el que se lleva a cabo el análisis del ajuste marginal en coronas difiere entre los diferentes autores. Se han descrito modelos de óxido de circonio a partir de un premolar (53), modelos a partir de polímeros obtenidos a partir de réplicas de molares tallados (13), modelos ex-vivo de premolares extraídos (8, 19) o como en este estudio, modelos de acero inoxidable (30). En el presente estudio, se optó por utilizar como modelo una probeta de acero inoxidable mecanizada. El objetivo de seleccionar este tipo de modelo, fue estandarizar al máximo el estudio, de forma que el modelo influyese lo menos posible en los resultados obtenidos.

Otro posible factor que podría influir en el ajuste marginal sería el grupo dentario (anterior, premolar o molar) que se selecciona como diente pilar. En este estudio se optó por seleccionar un molar. Numerosos estudios en la literatura también han optado por utilizar como modelo un diente del sector posterior (13, 30, 47, 49), sin embargo, otros estudios se han decantado por el sector anterior (25, 48, 50). Existe controversia en la literatura, algunos autores no encuentran diferencias entre sectores (54, 55), sin embargo, otros autores si que encuentran diferencias entre el tipo de diente pilar y el ajuste (55).

En 1989 Holmes y cols. (14) proponen siete medidas para evaluar el ajuste a través del desajuste. En relación a cual de ellas sería la más adecuada para una medición más exacta, proponen que la discrepancia marginal total sería la mejor alternativa, debido a que ésta sería la medida de mayor error a nivel del margen (reflejando el desajuste total en ese punto).

En este estudio, siguiendo las indicaciones de Holmes y cols (14), hemos seleccionado la discrepancia marginal total, de forma que pudiésemos evaluar la medida de mayor error. Otros estudios, al igual que en el presente estudio, evalúan el ajuste marginal, sin embargo, otros estudios evalúan la discrepancia marginal total, el desajuste interno y la microfiltración (8) o el ajuste vertical (53).

El diseño de la preparación y el ángulo de preparación juega un papel importante en relación al éxito clínico (30). En este estudio, se seleccionó un ángulo de convergencia del 6°, ya que para obtener el mejor ajuste marginal con las restauraciones fabricadas mediante tecnología CAD/CAM las recomendaciones implican ángulos de convergencia entre 6 - 8° (56). Nakamura y cols (57) no encuentran diferencias en relación al ajuste marginal y el ángulo de convergencia.

La línea de terminación seleccionada fue el champfer. Las líneas de terminación que se utilizan de forma más frecuente en restauraciones totalmente cerámicas son el hombro redondeado y el champfer. En la literatura no existe consenso sobre cual de ellas presenta mejor ajuste marginal (11). Algunos autores determinan que no existen diferencias en el ajuste marginal ambas (47). En el estudio de Suárez y cols (10) comparan el ajuste marginal entre la terminación en champfer y hombro redondeado. No obtuvieron diferencias significativas. Otros autores han encontrado que presenta un mejor comportamiento las preparaciones con hombro redondeado (11, 58)

Ambas terminaciones presentan desajustes dentro de lo que se determina clínicamente aceptable, inferior a 120 micras. No existe evidencia suficiente que determine cual de los dos diseños presenta mejor ajuste marginal (11).

Los resultados del estudio demuestran que ambos sistemas cerámicos tienen un buen comportamiento en cuanto al ajuste marginal. Sin embargo dada la reciente introducción de las cerámicas monolíticas son necesarios mas estudios tanto in vitro como clínicos, para verificar la bondad de este tipo de restauraciones.

7. CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta las limitaciones de este estudio in vitro, se pueden extraer las siguientes conclusiones:

1. El sellado marginal de los sistemas cerámicos analizados está dentro de los límites aceptados clínicamente.
2. El grupo de disilicato de litio monolítico obtuvo valores de discrepancia marginal inferiores al grupo metal-cerámica, mientras que no hubo diferencias para el grupo de circona monolítica con el grupo metal-cerámica.
3. El grupo de disilicato de litio monolítico fue el que obtuvo una mayor precisión en el sellado marginal.
4. No se observaron diferencias significativas entre las caras vestibular y lingual al analizar los grupos en conjunto, pero existieron diferencias entre ambas caras en el grupo IPS e.max CAD monolítico.

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Martínez-Rus F PG, Suárez MJ, Rivera B. Cerámicas dentales: clasificación y criterios de selección. RCOE. 2007;12(4):253-63.
2. Suárez MJ LLJ, Salido MP, Serrano B. Coronas de recubrimiento total cerámicas. Criterios de selección. Rev Eur Odontoestomatol. 1999;11:249-58.
3. Gascón F GJ, Fons A, Badal R. Análisis experimental de dos líneas de terminación en restauraciones ceramometálicas. Av Odontoestomatol. 1990;6:525-30.
4. Solá MF LC, Martínez A, Mañes J. Estudio comparativo "in vitro" de ajuste marginal de restauraciones ceramometálicas y completas de cerámica. Soprodent. 1993;9:67-70.
5. Salido MP SM, Pradíes G, Caruana G. Análisis comparativo del ajuste marginal en coronas cerámicas. Rev Int Prot Estomat. 2000;2:225-32.
6. Gonzalo E SM, Serrano B, Lozano JFL. Marginal fit of zirconia posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont. 2008;21:398-9.
7. Gonzalo E SM, Serrano B, Lozano JFL. Comparative analysis of two measurement methods for marginal fit in metal-ceramic and zirconia posterior FPDs. Int J Prosthodont. 2009;22:374-7.
8. Korkut L, Cotert HS, Kurtulmus H. Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures: an in-vitro study. Oper Dent. 2011;36(1):72-9.
9. Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviole O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. J Prosthet Dent. 2013;110(6):447-54.e10.
10. Suárez MJ GdVP, Pradíes G, Lozano JFL. Comparación of the marginal fit of Procera AllCeram Crowns with two finish lines. Int J Prosthodont. 2003;16:229-32.
11. Euan R, Figueras-Alvarez O, Cabratosa-Termes J, Brufau-de Barbera M, Gomes-Azevedo S. Comparison of the marginal adaptation of zirconium dioxide crowns in preparations with two different finish lines. J Prosthodont. 2012;21(4):291-5.
12. McLean JW vFJ. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J. 1971;131:107-11.
13. Martínez-Rus F SM, Rivera B, Pradíes G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. J Prosthet Dent. 2011;105:108-14.

14. Holmes JR BS, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of margin fit. *J Prosthet Dent*. 1989;62:405-8.
15. Limkangwalmongkol P, Kee E, Chiche GJ, Blatz MB. Comparison of marginal fit between all-porcelain margin versus alumina-supported margin on Procera Alumina crowns. *J Prosthodont*. 2009;18(2):162-6.
16. Balkaya MC, Cinar A, Pamuk S. Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*. 2005;93(4):346-55.
17. Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont*. 2013;22(5):419-28.
18. Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil*. 2008;35(2):116-22.
19. Demir N, Ozturk AN, Malkoc MA. Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *Eur J of Dent*. 2014;8(4):437-44.
20. An S, Kim S, Choi H, Lee JH, Moon HS. Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *J Prosthet Dent*. 2014;112(5):1171-5.
21. Colpani JT, Borba M, Della Bona A. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dental Mater*. 2013;29(2):174-80.
22. Schaefer O, Watts DC, Sigusch BW, Kuepper H, Guentsch A. Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. *Dental Mater*. 2012;28(3):320-6.
23. Gomez-Cogolludo P, Castillo-Oyague R, Lynch CD, Suarez-Garcia MJ. Effect of electric arc, gas oxygen torch and induction melting techniques on the marginal accuracy of cast base-metal and noble metal-ceramic crowns. *J Dent*. 2013;41(9):826-31.
24. Borba M, Cesar PF, Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dental Mater*. 2011;27(11):1119-26.
25. Pimenta MA, Frasca LC, Lopes R, Rivaldo E. Evaluation of marginal and internal fit of ceramic and metallic crown copings using x-ray microtomography (micro-CT) technology. *J Prosthet Dent*. 2015.

26. Neves FD, Prado CJ, Prudente MS, Carneiro TA, Zancoppe K, Davi LR, et al. Micro-computed tomography evaluation of marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated by using chairside CAD/CAM systems or the heat-pressing technique. *J Prosthet Dent.* 2014;112(5):1134-40.
27. Schaefer O, Decker M, Wittstock F, Kuepper H, Guentsch A. Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. *J Dent.* 2014;42(6):677-83.
28. Groten M AD, Probst L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent.* 2000;83:40-9.
29. Krasanaki ME PS, Andreiotelli M, Koutayas SO, Eliades G. X-ray Microtomographic Evaluation of the Influence of Two Preparation Types on Marginal Fit of CAD/CAM Alumina Copings: A Pilot Study. *Int J Prosthodont.* 2012;25:170-2.
30. Oyague RC, Sanchez-Jorge MI, Sanchez Turrion A. Evaluation of fit of zirconia posterior bridge structures constructed with different scanning methods and preparation angles. *Odontology.* 2010;98(2):170-2.
31. Salido MP SrM, Pradíes GJ, López JF. Influencia del lugar de aplicación del cemento en la retención y ajuste marginal de las restauraciones de prótesis fija. *REDOE.* 1997;9:279-86.
32. Fernández Bodereau E, Bessone LM, Cabanillas G. Restauraciones estéticas de porcelana pura. *Sistema Cercon. Av Odontoestomatol.* 2011;27(5):231-7.
33. Álvarez-Fernández MA P-LJ, González-González IR, Olay-García MS. Características generales y propiedades de las cerámicas sin metal. *RCOE.* 2003;8(5):525-46.
34. Pelaez J, Cogolludo P.G, Serrano B, Lozano J.F.L, Suárez M.J. A Four-Year Prospective Clinical Evaluation of Zirconia and Metal-Ceramic Posterior Fixed Dental Prostheses. *Int J Prosthodont.* 2012;25:451.
35. Kelly JR. Dental Ceramics. *J Am Dent Assoc.* 2008;139:S4-S7.
36. Pieger S, Salman A, Bidra AS. Clinical outcomes of lithium disilicate single crowns and partial fixed dental prostheses: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2014;112(1):22-30.
37. Farid F, Hajimiragha H, Mostafavi A.S, Nokhbatolfoghahaie H. In Vitro Evaluation of the Effect of Core Thickness and Fabrication Stages on the Marginal Accuracy of an All-Ceramic System. *J Dent (Tehran).* 2012;9(3):188-94.

38. Zhang Y LJJ-W, Srikanth R, Lawn B. R. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Mater J.* 2013;29(12):1201-8.
39. Guess P.C, Zavanelli A, Silva N.R.F.A, BOnfante E.A, Coelho P.G, Thompson V.P. Monolithic CAD/CAM Lithium Disilicate Versus Veneered Y-TZP Crowns: Comparison of Failure Modes and Reliability After Fatigue. *Int J Prosthodont.* 2010;23:434-42.
40. Agustin-Panadero R, Roman-Rodriguez JL, Ferreiroa A, Sola-Ruiz MF, Fons-Font A. Zirconia in fixed prosthesis. A literature review. *J Clin Exp Dent.* 2014;6(1):e66-73.
41. Biscaro L, Bonfiglioli R, Soattin M, Vigolo P. An in vivo evaluation of fit of zirconium-oxide based ceramic single crowns, generated with two CAD/CAM systems, in comparison to metal ceramic single crowns. *J Prosthodont.* 2013;22(1):36-41.
42. Salido M.P, Martínez-Rus F, del Río F, Pradíes G, Özcan M. Prospective Clinical Study of Zirconia-Based Posterior Four-Unit Fixed Dental Prostheses: Four-Year Follow-up. *Int J Prosthodont.* 2012;25:403.
43. Alfaro DP, Ruse ND, Carvalho RM, Wyatt CC. Assessment of the Internal Fit of Lithium Disilicate Crowns Using Micro-CT. *J Prosthodont.* 2015;24(5):381-6.
44. Anadioti E, Aquilino SA, Gratton DG, Holloway JA, Denry I, Thomas GW, et al. 3D and 2D marginal fit of pressed and CAD/CAM lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthodont.* 2014;23(8):610-7.
45. Lien W, Roberts HW, Platt JA, Vandewalle KS, Hill TJ, Chu TM. Microstructural evolution and physical behavior of a lithium disilicate glass-ceramic. *Dental Mater.* 2015;31(8):928-40.
46. Fasbinder DJ, Dennison JB, Heys D, Neiva G. A Clinical Evaluation of Chairside Lithium Disilicate CAD/CAM Crowns. *J Am Dent Assoc.* 2010;141:10S-4S.
47. Baig MR, Tan KB, Nicholls JI. Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent.* 2010;104(4):216-27.
48. Yuksel EZA. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res.* 2011;23(3):261-6.
49. Subasi GONIOBN. Evaluation of marginal fit of two all- ceramic copings with two finish lines. *Eur J Dent.* 2012;6:163-8.
50. Asavapanumas C LC. The influence of finish line curvature on the marginal gap width of ceramic copings. *J Prosthet Dent.* 2013;109:226-33.

51. Borges GA, Faria JS, Agarwal AM, Correr-Sobrinho A, Miranzi BAS. In Vitro Marginal Fit of Three All-Ceramic Crown Systems Before and After Cementation. *Oper Dent*. 2012;37(6):641-9.
52. Martinez-Rus F, Suarez MJ, Rivera B, Pradies G. Evaluation of the absolute marginal discrepancy of zirconia-based ceramic copings. *J Prosthet Dent*. 2011;105(2):108-14.
53. Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent*. 2014;112(3):555-60.
54. Kokubo Y TM, Kano T, Sakurai S, Fukushima S. Clinical marginal and internal gaps of zirconia all-ceramic crowns. *J Prosthodont Res*. 2011;55:40-3.
55. Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X. Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J Prosthet Dent*. 2015.
56. Rinke S, Fornefett D, Gersdorff N, Lange K, Roediger M. Multifactorial analysis of the impact of different manufacturing processes on the marginal fit of zirconia copings. *Dental Mater J*. 2012;31(4):601-9.
57. Nakamura T, Dei N, Kojima T, Wakabayashi K. Marginal and Internal Fit of Cerec 3 CAD/CAM All-Ceramic Crowns. *Int J Prosthodont*. 2003;16:244.
58. Vojdani M, Torabi K, Farjood E, Khaledi AAR. The Effect of Porcelain Firing and Type of Finish Line on the Marginal Fit of Zirconia Copings. *J Dent Shiraz Univ Med Sci*. 2015;16(2):113-20.

9. ANEXOS

9.1 PRUEBAS ESTADÍSTICAS

PRUEBAS DE NORMALIDAD. MIRAR EL SHAPIRO-WILK

Pruebas de normalidad							
	GRUPO	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V	DM	,162	10	,200	,960	10	,790
	LM	,119	10	,200	,971	10	,900
	MC	,221	10	,180	,903	10	,239
L	DM	,220	10	,186	,908	10	,270
	LM	,157	10	,200	,926	10	,413
	MC	,161	10	,200	,941	10	,568
V_L	DM	,137	10	,200	,980	10	,962
	LM	,187	10	,200	,897	10	,203
	MC	,179	10	,200	,925	10	,403
Global_V_L	DM	,213	10	,200	,903	10	,236
	LM	,146	10	,200	,947	10	,633
	MC	,158	10	,200	,927	10	,419

Pruebas de normalidad						
	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
V	,127	30	,200	,962	30	,356
L	,125	30	,200	,957	30	,252
V_L	,089	30	,200	,972	30	,602
Global_V_L	,100	30	,200	,974	30	,639

Resúmenes de casos

GRUPO		V	L	V_L	<u>Global V_L</u>
DM	N	10	10	10	10
	Media	33,5930	22,3220	11,2710	27,9575
	Mediana	36,9000	18,8050	9,0500	28,8425
	Desviación estándar	12,62156	10,25043	13,32177	9,37124
	Error estándar de la media	3,99129	3,24147	4,21271	2,96345
	Mínimo	11,97	10,12	-13,43	16,81
	Máximo	51,34	40,35	32,92	43,86
LM	N	10	10	10	10
	Media	57,9600	58,1530	-,1930	58,0565
	Mediana	58,3000	60,9650	-4,9000	56,3575
	Desviación estándar	21,22856	17,71286	20,62515	16,60871
	Error estándar de la media	6,71306	5,60130	6,52225	5,25214
	Mínimo	23,60	34,40	-24,50	35,85
	Máximo	89,50	84,60	38,60	86,60
MC	N	10	10	10	10
	Media	59,2020	55,6470	3,5550	57,4245
	Mediana	53,5150	58,4450	2,8950	56,8625
	Desviación estándar	20,46379	13,82166	28,22402	10,28365
	Error estándar de la media	6,47122	4,37079	8,92522	3,25198
	Mínimo	35,32	30,19	-34,52	44,81
	Máximo	96,66	73,13	66,47	75,18
Total	N	30	30	30	30
	Media	50,2517	45,3740	4,8777	47,8128
	Mediana	47,4500	42,2350	4,8700	47,8750
	Desviación estándar	21,51894	21,56867	21,39813	18,69936
	Error estándar de la media	3,92880	3,93788	3,90675	3,41402
	Mínimo	11,97	10,12	-34,52	16,81
	Máximo	96,66	84,60	66,47	86,60

Análisis de la varianza bi factorial (posición, grupo) con medidas repetidas en el factor posición

Factores dentro de sujetos

Medida: AJUSTE

posición	Variable dependiente
1	V
2	L

Factores inter-sujetos

GRUPO	DM	N
	LM	10
	MC	10

La prueba de cuadro de la igualdad de matrices de covarianzas

M de Box	8,774
F	1,305
df1	6
df2	18168,923
Sig.	,251

Prueba de esfericidad de Mauchly

Medida: AJUSTE

Efecto inter sujetos	W de Mauchly	Aprox. Chi-cuadrado	gl	Sig.	Epsilon		
					Greenghouse-Gelisser	Huynh-Feldt	Limite inferior
posición	1,000	,000	0		1,000	1,000	1,000

Pruebas de efectos dentro de sujetos

Medida: AJUSTE

Origen		Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
posición	Esfericidad asumida	356,874	1	356,874	1,530	,227
	Greenghouse-Gelisser	356,874	1,000	356,874	1,530	,227
	Huynh-Feldt	356,874	1,000	356,874	1,530	,227
	Limite inferior	356,874	1,000	356,874	1,530	,227
posición * GRUPO	Esfericidad asumida	341,679	2	170,840	,732	,490
	Greenghouse-Gelisser	341,679	2,000	170,840	,732	,490
	Huynh-Feldt	341,679	2,000	170,840	,732	,490
	Limite inferior	341,679	2,000	170,840	,732	,490
Error(posición)	Esfericidad asumida	6297,579	27	233,244		
	Greenghouse-Gelisser	6297,579	27,000	233,244		
	Huynh-Feldt	6297,579	27,000	233,244		
	Limite inferior	6297,579	27,000	233,244		

Prueba de igualdad de ~~Levene~~ de varianzas de error

	F	df1	df2	Sig.
V	1,653	2	27	,210
L	1,371	2	27	,271

Pruebas de efectos inter-sujetos

Medida: AJUSTE

Variable transformada: Media

Origen	Tipo III de suma de cuadrados	gl	Cuadrático promedio	F	Sig.
Interceptación	68582,011	1	68582,011	438,296	,000
GRUPO	5915,511	2	2957,756	18,902	,000
Error	4224,806	27	156,474		

Prueba T de ~~student~~ pareada. Promedio de la resta es el mismo en general ?

Estadísticas de muestra única

	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
V_L	30	4,8777	21,39813	3,90675

Prueba de muestra única

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	1,249	29	,222	4,87767	-3,1125	12,8679

Prueba T de student pareada. Promedio de la resta es el mismo en cada uno de los grupos

GRUPO = DM

Estadísticas de muestra única

	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
V_L	10	11,2710	13,32177	4,21271

Prueba de muestra única

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	2,675	9	,025	11,27100	1,7412	20,8008

GRUPO = LM

Estadísticas de muestra única

	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
V_L	10	-,1930	20,62515	6,52225

Prueba de muestra única

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	-,030	9	,977	-,19300	-14,9473	14,5613

GRUPO = MC

Estadísticas de muestra única

	N	Media	Desviación estándar	Media de error estándar
V_L	10	3,5550	28,22402	8,92522

Prueba de muestra única

	Valor de prueba = 0					
	t	gl	Sig. (bilateral)	Diferencia de medias	95% de intervalo de confianza de la diferencia	
					Inferior	Superior
V_L	,398	9	,700	3,55500	-16,6353	23,7453

Análisis de la varianza unifactorial (grupo)

Prueba de homogeneidad de varianzas

	Estadístico de Levene	df1	df2	Sig.
V	1,653	2	27	,210
L	1,371	2	27	,271
V_L	1,253	2	27	,302
Global V_L	1,410	2	27	,261

ANOVA

		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
V	Entre grupos	4170,380	2	2085,190	6,081	,007
	Dentro de grupos	9258,498	27	342,907		
	Total	13428,878	29			
L	Entre grupos	8002,321	2	4001,160	19,683	,000
	Dentro de grupos	5488,694	27	203,285		
	Total	13491,015	29			
V_L	Entre grupos	683,358	2	341,679	,732	,490
	Dentro de grupos	12595,158	27	466,487		
	Total	13278,516	29			
Global V_L	Entre grupos	5915,511	2	2957,756	18,902	,000
	Dentro de grupos	4224,806	27	156,474		
	Total	10140,317	29			

Pruebas post hoc

Comparaciones múltiples								
Variable dependiente		(I) GRUPO	(J) GRUPO	Diferencia de medias (I-J)	Error estándar	Sig.	95% de intervalo de confianza	
							Límite inferior	Límite superior
V	HSD Tukey	DM	LM	-24,36700	8,28139	,018	-44,9000	-3,8340
			MC	-25,60900	8,28139	,012	-46,1420	-5,0760
		LM	DM	24,36700	8,28139	,018	3,8340	44,9000
			MC	-1,24200	8,28139	,988	-21,7750	19,2910
		MC	DM	25,60900	8,28139	,012	5,0760	46,1420
			LM	1,24200	8,28139	,988	-19,2910	21,7750
L	HSD Tukey	DM	LM	-35,83100	6,37628	,000	-51,6405	-20,0215
			MC	-33,32500	6,37628	,000	-49,1345	-17,5155
		LM	DM	35,83100	6,37628	,000	20,0215	51,6405
			MC	2,50600	6,37628	,919	-13,3035	18,3155
		MC	DM	33,32500	6,37628	,000	17,5155	49,1345
			LM	-2,50600	6,37628	,919	-18,3155	13,3035
V_L	HSD Tukey	DM	LM	11,46400	9,65906	,471	-12,4848	35,4128
			MC	7,71600	9,65906	,707	-16,2328	31,6648
		LM	DM	-11,46400	9,65906	,471	-35,4128	12,4848
			MC	-3,74800	9,65906	,921	-27,6968	20,2008
		MC	DM	-7,71600	9,65906	,707	-31,6648	16,2328
			LM	3,74800	9,65906	,921	-20,2008	27,6968
Global_V_L	HSD Tukey	DM	LM	-30,09900	5,59418	,000	-43,9693	-16,2287
			MC	-29,46700	5,59418	,000	-43,3373	-15,5967
		LM	DM	30,09900	5,59418	,000	16,2287	43,9693
			MC	,63200	5,59418	,993	-13,2383	14,5023
		MC	DM	29,46700	5,59418	,000	15,5967	43,3373
			LM	-,63200	5,59418	,993	-14,5023	13,2383

Subconjuntos homogéneos

V

			Subconjunto para alfa = 0.05	
	GRUPOd	N	1	2
Ryan-Einot-Gabriel-Welsch F	DM	10	33,5930	
	LM	10		57,9600
	MC	10		59,2020
	Sig.		1,000	,882
HSD Tukey	DM	10	33,5930	
	LM	10		57,9600
	MC	10		59,2020
	Sig.		1,000	,888

L

			Subconjunto para alfa = 0.05	
	GRUPOd	N	1	2
Ryan-Einot-Gabriel-Welsch F	DM	10	22,3220	
	MC	10		55,6470
	LM	10		58,1530
	Sig.		1,000	,697
HSD Tukey	DM	10	22,3220	
	MC	10		55,6470
	LM	10		58,1530
	Sig.		1,000	,919

Global V.I.

			Subconjunto para alfa = 0.05	
	GRUPOd	N	1	2
Ryan-Einot-Gabriel-Welsch F	DM	10	27,9575	
	MC	10		57,4245
	LM	10		58,0565
	Sig.		1,000	,911
HSD Tukey	DM	10	27,9575	
	MC	10		57,4245
	LM	10		58,0565
	Sig.		1,000	,993